



UNIVERSIDAD DE CANTABRIA
ESCUELA POLITECNICA DE INGENIERÍA
DE MINAS Y ENERGÍA



Trabajo Fin de Grado

OPTIMIZACIÓN DE INSTRUMENTACIÓN PARA TRATAMIENTOS TÉRMICOS DE USO MÉDICO

Optimization of Instrumentation for Thermal Treatments of Medical Use

Para acceder al título de:

Grado en Ingeniería de los Recursos Energéticos

Autor: César del Pozo Mesones

Director: Pablo Bernardo Castro Alonso

Convocatoria: junio 2019



Quisiera dar las gracias a mis padres, por el apoyo y el amor incondicional que siempre me han demostrado. A mi abuela, mi madrina y a la familia más cercana (tíos y primos), por la unión familiar que siempre hemos tenido. A Carolina, que apareció para quedarse y a quien admiro. A mis amigos de siempre y a los que he tenido la suerte de conocer a lo largo del camino, bien sea por el deporte o por los estudios, todos ellos pilares fundamentales. Cada una de estas personas ha contribuido, en mayor o menor medida, a que hoy en día sea la persona que soy, motivo más que suficiente para sentirme inmensamente agradecido y orgulloso de quienes me rodean. Infinitas gracias por todo, espero estar a la altura.

Por último, quería mostrar mi agradecimiento a Pablo Castro por confiarme los medios y prestarme toda la atención y la ayuda que he requerido para la elaboración de este estudio, y a Ramón Lecuna, por los consejos y la ayuda prestada cuando hemos coincidido en el laboratorio. Sin olvidarme de aquellos trabajadores y profesores de la escuela politécnica de Minas y Energía, que durante todos estos años me han ayudado a crecer profesional y personalmente.

"You'll never walk alone".

(Oscar Hammerstein II, 1945).



TABLA DE CONTENIDOS

1. INTRODUCCIÓN.	15
1.1. ASPECTOS GENERALES DEL CÁNCER.	15
1.2. ESTADÍSTICAS DEL CÁNCER.	20
1.3. TRATAMIENTOS CONTRA EL CÁNCER.	24
1.3.1. Cirugía.	25
1.3.2. Radioterapia.	26
1.3.3. Quimioterapia.	26
1.3.3.1. Efectos secundarios.	28
1.3.3.2. Importancia de la caída del cabello.	30
1.3.3.3. Prevención de la caída del cabello.	31
2. OBJETIVOS.	34
3. ALCANCE.	35
4. ESTADO DEL ARTE.	36
4.1. MÉTODOS ACTUALES BASADOS EN HIPOTERMIA: EL "SCALP COOLING".	36
4.1.1. Penguin Cold Caps.	38
4.1.1.1. Recorrido histórico.	39
4.1.1.2. Ensayo clínico.	40
4.1.2. DigniCap System.	41
4.1.2.1. Cuadro de especificaciones técnicas.	46
4.1.2.2. Principio teórico de funcionamiento: Ciclo de refrigeración.	47
4.1.2.3. Recorrido histórico.	50
4.1.2.4. Principales ensayos clínicos.	52
4.1.3. Consideraciones adicionales.	56
4.1.3.1. Tiempos estimados de tratamiento.	57
4.1.3.2. Costes aproximados.	58
4.2. TERMOELECTRICIDAD.	59
4.2.1. Introducción histórica.	59
4.2.2. Conceptos teóricos previos.	61
4.2.2.1. Introducción a la teoría de bandas.	61
4.2.2.2. Conductores, semiconductores y aislantes.	63
4.2.2.3. La unión pn.	67
4.2.3. Fenómenos implicados.	68



**OPTIMIZACIÓN DE INSTRUMENTACIÓN PARA TRATAMIENTOS
TÉRMICOS DE USO MÉDICO**

4.2.3.1.	<i>Efecto Joule.</i>	68
4.2.3.2.	<i>Efecto Seebeck.</i>	70
4.2.3.3.	<i>Efecto Peltier.</i>	72
4.2.3.4.	<i>Efecto Thomson.</i>	73
4.3.	MECANISMOS DE TRANSMISIÓN DE CALOR.	75
4.3.1.	Transmisión de calor por conducción (régimen estacionario y flujo unidireccional).	75
4.3.2.	Transmisión de calor por convección.	80
4.3.3.	Transmisión de calor por radiación.	86
4.4.	DISPOSITIVOS TERMOELÉCTRICOS.	88
4.4.1.	Células Peltier.	90
4.4.1.1.	<i>Principio básico de funcionamiento.</i>	92
4.4.1.2.	<i>Ecuaciones fundamentales para su estudio.</i>	95
4.4.1.3.	<i>Ventajas e inconvenientes de su empleo en sistemas de refrigeración.</i>	97
4.4.1.4.	<i>El inconveniente de la disipación del calor.</i>	100
4.4.1.5.	<i>Aplicaciones de las células Peltier.</i>	103
5.	METODOLOGÍA SEGUIDA Y RESULTADOS OBTENIDOS.	106
5.1.	CÁLCULOS INICIALES.	106
5.2.	PRIMEROS ENSAYOS CON CÉLULAS PELTIER.	112
5.2.1.	Pruebas con el módulo Peltier comercial.	114
5.2.1.1.	<i>Ensayo progresivo.</i>	120
5.2.1.2.	<i>Ensayo con termopar y sensor de flujo térmico.</i>	122
5.2.1.3.	<i>Ensayo valorando un enfriamiento previo del módulo Peltier.</i>	124
5.2.2.	Prueba con la célula Peltier de 40 milímetros.	126
5.2.3.	Pruebas con las células Peltier de 15 y 20 milímetros.	127
5.2.3.1.	<i>Ensayos utilizando la célula Peltier de 15 milímetros.</i>	128
5.2.3.2.	<i>Ensayos utilizando la célula Peltier de 20 milímetros.</i>	130
5.3.	PRIMEROS PROTOTIPOS DE CIRCUITO INTERIOR.	132
5.3.1.	Dos células Peltier en serie y tres ventiladores en paralelo.	133
5.3.2.	Tres células Peltier en serie y tres ventiladores en paralelo.	134
5.3.3.	Tres células Peltier en serie y seis ventiladores en paralelo.	135
5.3.4.	Circuito formado por doce células Peltier y seis ventiladores.	136
5.4.	CONCLUSIONES A LAS PRUEBAS REALIZADAS Y PROBLEMAS ENCONTRADOS.	139
5.5.	ENSAYO CON CÁMARA TÉRMICA.	140



5.5.1.	Resultados obtenidos.	143
5.5.2.	Solución propuesta.	144
5.6.	APLICACIÓN DE LAS MEDIDAS CORRECTORAS A LOS PROTOTIPOS INICIALES DE CIRCUITO INTERIOR PLANTEADOS Y SU COMPORTAMIENTO.	151
5.6.1.	Ensayos para comprobar el comportamiento térmico en longitud del hipotético circuito interior.	152
5.6.1.1.	<i>Tres células Peltier en fila y dos ventiladores pequeños (entrada y salida). Flujo canalizado.</i>	153
5.6.1.2.	<i>Tres células Peltier en fila y cuatro ventiladores pequeños intercalados.</i>	154
5.6.2.	Ensayos para comprobar el comportamiento térmico conjunto de varias filas o canales consecutivos.	159
5.6.2.1.	<i>Dos filas de tres células Peltier cada una, un ventilador grande de entrada y dos ventiladores pequeños de salida. Flujo canalizado.</i>	161
5.6.2.2.	<i>Dos filas de tres células Peltier cada una, un ventilador grande de entrada y cuatro ventiladores pequeños intercalados. Flujo canalizado.</i>	164
5.6.2.3.	<i>Tres filas de tres células Peltier cada una, un ventilador grande de entrada y tres ventiladores pequeños de salida. Flujo canalizado.</i>	166
5.7.	ENSAYOS FINALES.	171
5.8.	PRIMERAS ESTIMACIONES.	176
5.8.1.	Solución de mínima capacidad.	178
5.8.2.	Solución de máxima capacidad.	180
5.8.3.	Solución basada en la experiencia de los ensayos realizados.	182
5.8.4.	Estimación del número, tipo y distribución de los elementos destinados a disipar el calor sobrante del lado caliente.	185
5.8.5.	Potencias y costes previstos.	187
5.9.	ALTERNATIVA DE PROTOTIPO CERO PROPUESTA.	189
6.	CONCLUSIONES.	196
6.1.	LÍNEAS DE INVESTIGACIÓN FUTURAS.	199
7.	BIBLIOGRAFÍA.	201



ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1.1. Célula pulmonar maligna en división. FUENTE: ABC.	15
Figura 1.2. Probabilidad (%) de desarrollar un cáncer en función del sexo y la edad en el año 2019. FUENTE: Red Española de Registros de Cáncer (REDECAN).	16
Figura 1.3. Principales factores de riesgo para desarrollar el cáncer. FUENTE: www.actuarcontraelcancer.com .	17
Figura 1.4. Estimación de la prevalencia a los 5 años en función del tipo de tumor y sexo para el año 2018 en España. FUENTE: GLOBOCAN 2018 (http://gco.iarc.fr/).	19
Figura 1.5 Casos de cáncer diagnosticados a nivel mundial en el año 2018 en función del tipo de tumor. FUENTE: GLOBOCAN 2018 (http://gco.iarc.fr/).	20
Figura 1.6 Casos de cáncer estimados en España para el 2019 en función del tipo de tumor (ambos sexos). FUENTE: Red Española de Registros de Cáncer (REDECAN).	21
Figura 1.7. Nuevos casos de cáncer diagnosticados en hombres para el 2019 en España en función del tipo de tumor. FUENTE: Red Española de Registros de Cáncer (REDECAN).	22
Figura 1.8. Nuevos casos de cáncer diagnosticados en mujeres para el 2019 en España en función del tipo de tumor. FUENTE: Red Española de Registros de Cáncer (REDECAN).	22
Figura 1.9. Mortalidad a nivel mundial de los diferentes tipos de cáncer durante el año 2018. FUENTE: GLOBOCAN 2018 (http://gco.iarc.fr/).	23
Figura 1.10. Paciente recibiendo el tratamiento de quimioterapia. FUENTE: www.infosalus.com .	27
Figura 1.11. El efecto secundario de la pérdida del cabello inducida por el tratamiento de quimioterapia. FUENTE: www.casualbox-japan.com .	29
Figura 1.12. La alopecia es uno de los efectos secundarios más impactantes de la quimioterapia. FUENTE: www.bellezapura.com .	31
Figura 1.13. Paciente utilizando un pañuelo oncológico. FUENTE: www.carrerascentrocapilar.com .	32
Figura 1.14. Unidad de refrigeración y gorro de silicona del dispositivo DigniCap. FUENTE: ABC.	33
Figura 4.1. Efectos derivados del enfriamiento del cuero cabelludo. FUENTE: Elaboración propia.	37
Figura 4.2. Superficie interior (directamente en contacto con la cabeza del paciente) de los Penguin Cold Caps. FUENTE: www.dailycamera.com .	38
Figura 4.3. Esquema con los componentes y el principio básico de funcionamiento de los Penguin Cold Caps. FUENTE: Elaboración propia. Imagen: www.penguincoldcaps.com .	39
Figura 4.4. Paciente utilizando los Penguin Cold Caps. FUENTE: www.self.com .	40
Figura 4.5. Porcentajes de éxito (azul) y fracaso (rojo) del tratamiento con los Penguin Cold Caps, en función del tipo de quimioterapia empleada. FUENTE: Elaboración propia. Datos: www.penguincoldcaps.com .	41
Figura 4.6. Elementos constituyentes de un dispositivo DigniCap. FUENTE: Elaboración propia. Imagen: www.dignicap.com .	41
Figura 4.7. Pantalla táctil incorporada en la unidad de enfriamiento DigniCap. FUENTE: www.dignicap.com .	43
Figura 4.8. Diseño interior del gorro de silicona, DigniCap. FUENTE: www.dignicap.com .	44



Figura 4.9. Componentes del gorro de silicona DigniCap. FUENTE: Elaboración propia.	45
Figura 4.10. Gorros de neopreno de diferentes tamaños DigniCap. FUENTE: www.dignicap.com .	45
Figura 4.11. Ciclo ideal de refrigeración por compresión de vapor. FUENTE: Apuntes de la asignatura Transformación y Uso Eficiente de la Energía. Grado en ingeniería de los Recursos Energéticos. UNICAN.	48
Figura 4.12. Ciclo real de refrigeración por compresión de vapor. FUENTE: Apuntes de la asignatura Transformación y Uso Eficiente de la Energía. Grado en ingeniería de los Recursos Energéticos. UNICAN.	50
Figura 4.13. Evolución histórica del dispositivo DigniCap. FUENTE: Elaboración propia. Datos: www.dignicap.com .	51
Figura 4.14. Respuestas sobre la calidad de vida tras el último ciclo de quimioterapia. FUENTE: www.dignicapglobal.com .	54
Figura 4.15. Ciclo de tratamiento con DigniCap. FUENTE: www.dignicapglobal.com .	58
Figura 4.16. Thomas Johann Seebeck y el experimento que dio lugar al efecto Seebeck. FUENTE: etc.usf.edu .	59
Figura 4.17. J.C. Athanase Peltier. FUENTE: www.biografiasyvidas.com .	60
Figura 4.18. James Prescott Joule. FUENTE: www.biografiasyvidas.com .	60
Figura 4.19. Lord Kelvin Thomson. FUENTE: www.biografiasyvidas.com .	61
Figura 4.20. Niveles de energía de un átomo de Sodio (Na). FUENTE: www.tecnicaindustrial.es .	62
Figura 4.21. Fenómeno de transporte de electrones en un cristal de Sodio (Na). FUENTE: www.tecnicaindustrial.es .	62
Figura 4.22. Bandas de energía en un material conductor. FUENTE: www.textoscientificos.com .	64
Figura 4.23. Bandas de energía en un material aislante. FUENTE: www.textoscientificos.com .	64
Figura 4.24. Bandas de energía en un material semiconductor. FUENTE: www.textoscientificos.com .	65
Figura 4.25. La unión pn. FUENTE: www.electronics-tutorials.ws .	68
Figura 4.26. Esquema del efecto Seebeck. FUENTE: Elaboración propia.	70
Figura 4.27. Esquema termo-eléctrico del efecto Peltier. FUENTE: Elaboración propia.	72
Figura 4.28. Cambio de polaridad de la fuente de alimentación. Efecto Peltier. FUENTE: Elaboración propia.	73
Figura 4.29. Efecto Thomson positivo. FUENTE: Elaboración propia.	74
Figura 4.30. Transferencia de calor por conducción (ley de Fourier). FUENTE: ricuti.com.ar .	77
Figura 4.31. Transmisión de calor por conducción a través de una pared plana. FUENTE: Apuntes de la asignatura Transformación y Uso Eficiente de la Energía. Grado en ingeniería de los Recursos Energéticos. UNICAN. Autora: Carmela Oria Alonso.	78
Figura 4.32. Transmisión de calor por conducción a través de varias paredes planas en serie. FUENTE: Apuntes de la asignatura Transformación y Uso Eficiente de la Energía. Grado en ingeniería de los Recursos Energéticos. UNICAN. Autora: Carmela Oria Alonso.	79
Figura 4.33. Absorción, reflexión y transmisión. FUENTE: Elaboración propia.	87



Figura 4.34. Esquema sencillo del funcionamiento de un termopar por efecto Seebeck. FUENTE: www.bierzotv.com .	88
Figura 4.35. Circuito interior de una célula Peltier. FUENTE: www.luisllamas.es .	91
Figura 4.36. Disposición de los elementos constituyentes de una célula Peltier. FUENTE: www.profesionalreview.com .	92
Figura 4.37. Enfriamiento por efecto Peltier. FUENTE: www.chem.au.dk .	92
Figura 4.38. Comportamiento básico de una célula Peltier. FUENTE: TFG Grado en Ingeniería Eléctrica. Universidad Politécnica de Valencia. Autora: Ainhoa Azorín Penalva.	93
Figura 4.39. Comportamiento de los portadores de carga en el circuito interior de la célula Peltier. FUENTE: TFG Grado en Ingeniería Eléctrica. Universidad Politécnica de Valencia. Autora: Ainhoa Azorín Penalva.	94
Figura 4.40. Posibilidad de intercambio de focos frío y caliente invirtiendo la polaridad del circuito. FUENTE: www.iceqube.com .	94
Figura 4.41. Simplificación térmico-eléctrica de los procesos acontecidos en la célula Peltier. FUENTE: Elaboración propia.	96
Figura 4.42. Circuito térmico-eléctrico equivalente de la célula Peltier. FUENTE: Elaboración propia.	97
Figura 4.43. Estructura acoplada a la celda para disipar el calor de su cara caliente. FUENTE: Elaboración propia.	101
Figura 4.44. Ejemplos de disipadores de calor. Superficies primaria y secundaria. FUENTE: Elaboración propia. Imágenes: uk.rs-online.com .	102
Figura 4.45. Ventilador de 12V. FUENTE: uk.rs-online.com .	102
Figura 4.46. Sistema de enfriamiento Peltier utilizado en un dispositivo de control de la temperatura en laboratorio. FUENTE: Elaboración propia.	104
Figura 5.1. Medidor multifunción Testo 435-2 y sonda térmica de contacto. FUENTE: Elaboración propia.	108
Figura 5.2. Multímetro y sensor de flujo térmico. FUENTE: Elaboración propia.	111
Figura 5.3. Tipos de células Peltier utilizadas para el estudio. FUENTE: Elaboración propia.	113
Figura 5.4. Módulo comercial compuesto por: un ventilador, un disipador y una célula Peltier (modelo TEC1-12710HTS). FUENTE: Elaboración propia.	114
Figura 5.5. Ensayo 1 para determinar la eficiencia del módulo Peltier comercial. FUENTE: Elaboración propia.	115
Figura 5.6. Representación gráfica de los resultados del ensayo 1 para determinar la eficiencia del módulo Peltier comercial. FUENTE: Elaboración propia.	117
Figura 5.7. Resistencia eléctrica Consonni 2065 (horno de cocina). 1100 W, 220 V. FUENTE: Elaboración propia.	117
Figura 5.8. Ensayo 2 para determinar la eficiencia del módulo Peltier comercial. FUENTE: Elaboración propia.	118
Figura 5.9. Representación gráfica de los resultados del ensayo 2 para determinar la eficiencia del módulo Peltier comercial. FUENTE: Elaboración propia.	119
Figura 5.10. Primer ensayo con el módulo Peltier comercial. FUENTE: Elaboración propia.	120
Figura 5.11. Ensayo con módulo Peltier comercial: aumento progresivo de la potencia eléctrica inducida. FUENTE: Elaboración propia.	121



Figura 5.12 Conexionado del segundo ensayo con el módulo Peltier comercial. FUENTE: Elaboración propia.	122
Figura 5.13. Ensayo con módulo Peltier comercial: registro de termopares y sensor de flujo térmico. FUENTE: Elaboración propia.	123
Figura 5.14. Ensayo con enfriamiento previo del módulo Peltier. FUENTE: Elaboración propia.	124
Figura 5.15. Ensayo con módulo Peltier comercial: enfriamiento previo. Registro de termopares. FUENTE: Elaboración propia.	125
Figura 5.16. Ensayo célula Peltier de 40 mm, disipador y 6 ventiladores. FUENTE: Elaboración propia.	126
Figura 5.17. Dos células Peltier (en serie) y tres ventiladores (en paralelo). FUENTE: Elaboración propia.	133
Figura 5.18. Tres células Peltier (en serie) y tres ventiladores (en paralelo). FUENTE: Elaboración propia.	134
Figura 5.19. Tres células Peltier (en serie) y seis ventiladores (en paralelo). FUENTE: Elaboración propia.	135
Figura 5.20. Esquema eléctrico del circuito Peltier. FUENTE: Elaboración propia.	137
Figura 5.21. Esquema eléctrico circuito ventiladores. FUENTE: Elaboración propia.	137
Figura 5.22. Tres filas de cuatro celdas en serie, en paralelo, y seis ventiladores. FUENTE: Elaboración propia.	138
Figura 5.23. Circuito Peltier tapado. FUENTE: Elaboración propia.	139
Figura 5.24. Cámara térmica. FUENTE: Elaboración propia.	141
Figura 5.25. Ensayo con cámara térmica. FUENTE: Elaboración propia.	142
Figura 5.26. Análisis térmico del ensayo con cámara térmica. FUENTE: Elaboración propia.	143
Figura 5.27. Grasa térmica Sofamel. FUENTE: Elaboración Propia.	144
Figura 5.28. Conjunto formado por dos ventiladores y la unión, con grasa térmica, de una célula Peltier y dos disipadores de aluminio (no enfrentados). FUENTE: Elaboración propia.	145
Figura 5.29. Análisis térmico del sistema al utilizar pasta térmica (dos disipadores no enfrentados). FUENTE: Elaboración propia.	145
Figura 5.30. Análisis térmico del sistema al utilizar pasta térmica (dos disipadores enfrentados). FUENTE: Elaboración propia.	146
Figura 5.31. Conjunto formado por dos ventiladores y la unión, a través de una brida y pasta térmica, de una celda Peltier y dos disipadores de aluminio (no enfrentados). FUENTE: Elaboración propia.	147
Figura 5.32. Análisis térmico del sistema al utilizar pasta térmica y brida (dos disipadores no enfrentados). FUENTE: Elaboración propia.	147
Figura 5.33. Conjunto formado por dos ventiladores y la unión, a través de una brida y pasta térmica, de una celda Peltier y tres disipadores de aluminio (no enfrentados). FUENTE: Elaboración propia.	148
Figura 5.34. Análisis térmico del sistema al utilizar pasta térmica y brida (tres disipadores no enfrentados). FUENTE: Elaboración propia.	149



Figura 5.35. Conjunto canalizado formado por dos ventiladores y la unión, a través de una brida y pasta térmica, de una celda Peltier y tres disipadores de aluminio (no enfrentados). FUENTE: Elaboración propia.	150
Figura 5.36. Análisis térmico del sistema al utilizar pasta térmica y brida (tres disipadores no enfrentados y flujo de aire canalizado). FUENTE: Elaboración propia.	150
Figura 5.37. Esquema eléctrico del circuito compuesto por tres células Peltier en serie. FUENTE: Elaboración propia.	152
Figura 5.38. Conjunto canalizado formado dos ventiladores (entrada y salida) y la unión, a través de una brida y pasta térmica, de tres celdas Peltier y tres disipadores por celda (no enfrentados). FUENTE: Elaboración propia.	153
Figura 5.39. Vista general de las conexiones, elementos e instrumentos utilizados para llevar a cabo el experimento. FUENTE: Elaboración propia.	154
Figura 5.40. Conjunto canalizado formado por cuatro ventiladores intercalados entre las uniones, a través de una brida y pasta térmica, de tres celdas Peltier y tres disipadores por celda. FUENTE: Elaboración propia.	155
Figura 5.41. Conjunto no canalizado formado por cuatro ventiladores intercalados entre las uniones, a través de una brida y pasta térmica, de tres celdas Peltier y tres disipadores por celda. FUENTE: Elaboración propia.	156
Figura 5.42. Temperaturas registradas por los termopares situados en el lado frío del sistema durante el ensayo con flujo canalizado comparados con los correspondientes al ensayo con flujo sin canalizar. FUENTE: Elaboración propia.	157
Figura 5.43. Análisis térmico del ensayo para estudiar el comportamiento lineal de las celdas (flujo no canalizado). FUENTE: Elaboración propia.	158
Figura 5.44. Esquema eléctrico del circuito compuesto por seis células Peltier en paralelo tres a tres. FUENTE: Elaboración propia.	160
Figura 5.45. Esquema eléctrico del circuito compuesto por nueve células Peltier en paralelo tres a tres. FUENTE: Elaboración propia.	160
Figura 5.46. Vista general de las conexiones, elementos e instrumentos utilizados para llevar a cabo el experimento. FUENTE: Elaboración propia.	161
Figura 5.47. Conjunto canalizado formado por dos filas de tres celdas cada una, un ventilador grande de entrada y dos ventiladores pequeños de salida. FUENTE: Elaboración propia.	161
Figura 5.48. Valores registrados durante el ensayo por los termopares adosados bajo las tres células Peltier que constituyen la fila de la izquierda (dirección entrada-salida del fluido). FUENTE: Elaboración propia.	163
Figura 5.49. Análisis térmico del ensayo para estudiar cómo influye la posición de cada una de las celdas dentro del circuito (flujo canalizado). FUENTE: Elaboración propia.	163
Figura 5.50. Conjunto canalizado formado por dos filas de tres celdas cada una, un ventilador grande de entrada y seis ventiladores pequeños intercalados. FUENTE: Elaboración propia.	164
Figura 5.51. Valores registrados durante el ensayo por los termopares adosados bajo las tres células Peltier que constituyen la fila de la izquierda (dirección entrada-salida del fluido). FUENTE: Elaboración propia.	165
Figura 5.52. Vista general de las conexiones, elementos e instrumentos utilizados para llevar a cabo el experimento. FUENTE: Elaboración propia.	166
Figura 5.53. Conjunto canalizado formado por tres filas de tres celdas cada una, un ventilador grande de entrada y tres ventiladores pequeños de salida. FUENTE: Elaboración propia.	167



Figura 5.54. Análisis térmico del ensayo para estudiar cómo influye la posición de cada una de las celdas dentro del circuito (flujo canalizado). FUENTE: Elaboración propia.	168
Figura 5.55. Conjunto formado por tres canales independientes compuestos por tres celdas cada uno, un ventilador grande de entrada y un ventilador pequeño en la salida de cada uno de los canales. FUENTE: Elaboración propia.	169
Figura 5.56. Análisis térmico del ensayo para estudiar cómo influye la posición de cada una de las celdas dentro del circuito (flujo canalizado). FUENTE: Elaboración propia.	170
Figura 5.57. Comparación de los valores registrados durante los ensayos por los termopares adosados bajo las tres células Peltier que constituyen la fila central. FUENTE: Elaboración propia.	171
Figura 5.58. Montaje de un sistema Peltier compuesto por seis celdas pequeñas, un disipador de calor y un ventilador. Ensayo final. FUENTE: Elaboración propia.	172
Figura 5.59. Representación gráfica de los resultados obtenidos. Ensayo final, primera parte. FUENTE: Elaboración propia.	173
Figura 5.60. Simulación de un caso real de enfriamiento del cuero cabelludo mediante un sistema Peltier. Ensayo final. FUENTE: Elaboración propia.	174
Figura 5.61. Representación gráfica de los resultados obtenidos. Ensayo final, primera parte. FUENTE: Elaboración propia.	175
Figura 5.62. Proyección en planta aproximada de las dimensiones medias de la superficie del cuero cabelludo. FUENTE: Elaboración propia. Imagen: www.dignicap.com .	177
Figura 5.63. Esquema eléctrico del circuito formado por 63 células Peltier. FUENTE: Elaboración propia.	179
Figura 5.64. Tablero de ajedrez. FUENTE: Elaboración propia.	180
Figura 5.65. Esquema eléctrico del circuito formado por 108 células Peltier. FUENTE: Elaboración propia.	181
Figura 5.66. Esquema eléctrico del circuito formado por 90 células Peltier. FUENTE: Elaboración propia.	184
Figura 5.67. Esquema eléctrico del circuito formado por 16 ventiladores. FUENTE: Elaboración propia.	186
Figura 5.68. Disipador de aluminio. FUENTE: es.rs-online.com .	187



ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 4.1. Especificaciones técnicas del dispositivo DigniCap. FUENTE: Elaboración propia. Datos: www.dignicap.com .	46
Tabla 4.2. Coeficientes de Seebeck para diferentes uniones. FUENTE: Elaboración propia. Datos: TFG Grado en Ingeniería Mecánica. Universidad Politécnica de Cataluña. Autor: Albert Rof Ballús.	71
Tabla 4.3. Valores del coeficiente de conductividad térmica a 300K, correspondientes a diferentes materiales y sustancias. FUENTE: Elaboración propia. Datos: Apuntes de la asignatura Transformación y Uso Eficiente de la Energía. Grado en ingeniería de los Recursos Energéticos. UNICAN. Autora: Carmela Oria Alonso.	77
Tabla 4.4. Ejemplos de expresiones para el cálculo del número de Nusselt (convección forzada). FUENTE: Apuntes de transmisión de calor. E.T.S. Arquitectura de Madrid (UPM). Autor: Agustín Martín Domingo.	84
Tabla 4.5. Ecuaciones para el cálculo del coeficiente de convección h entre el aire y diferentes geometrías sencillas (convección natural). FUENTE: Apuntes de transmisión de calor. E.T.S. Arquitectura de Madrid (UPM). Autor: Agustín Martín Domingo.	84
Tabla 4.6. Ejemplos de expresiones para el cálculo del número de Nusselt (convección natural). FUENTE: Apuntes de transmisión de calor. E.T.S. Arquitectura de Madrid (UPM). Autor: Agustín Martín Domingo.	85
Tabla 5.1. Propiedades fisicoquímicas del aire a presión atmosférica. FUENTE: ÇENGEL, Yunus A. y John M. CIMBALA, "Mecánica de fluidos: Fundamentos y Aplicaciones", 1ª edición, McGraw-Hill, 2006. Tabla A-9.	108
Tabla 5.2. Propiedades termofísicas del aire a 27,5°C y presión atmosférica. FUENTE: Elaboración propia.	109
Tabla 5.3. Principales especificaciones técnicas de las células Peltier utilizadas. FUENTE: Elaboración propia. Datos: página web del vendedor (es.rs-online.com).	113
Tabla 5.4. Especificaciones técnicas del módulo Peltier Comercial (TEC1-12710HTS). FUENTE: Elaboración propia. Datos: página web del vendedor (www.cetronic.es).	114
Tabla 5.5. Resultados del ensayo 1 para determinar la eficiencia del módulo Peltier comercial al enfriar una placa de aluminio a temperatura ambiente ($T_{\infty} = 20,1^{\circ}\text{C}$). FUENTE: Elaboración propia.	115
Tabla 5.6. Resultados del ensayo 2 para determinar la eficiencia del módulo Peltier comercial al enfriar un sistema similar al del cuero cabelludo ($T_s = 39,5^{\circ}\text{C}$). FUENTE: Elaboración propia.	118
Tabla 5.7. Resultados del primer ensayo con el módulo Peltier comercial. FUENTE: Elaboración propia.	120
Tabla 5.8. Resultados del segundo ensayo con el módulo Peltier comercial. FUENTE: Elaboración propia.	122
Tabla 5.9. Resultados del tercer ensayo con el módulo Peltier comercial (1). FUENTE: Elaboración propia.	124
Tabla 5.10. Resultados del tercer ensayo con el módulo Peltier comercial (2). FUENTE: Elaboración propia.	124
Tabla 5.11. Resultados del ensayo con célula Peltier de 40 mm. FUENTE: Elaboración propia.	127



Tabla 5.12. Ensayos realizados con la célula Peltier de 15 x 15 mm. FUENTE: Elaboración propia.	128
Tabla 5.13. Ensayos realizados con la célula Peltier de 20 x 20 mm. FUENTE: Elaboración propia.	130
Tabla 5.14. Resultados del ensayo con dos celdas en serie y tres ventiladores. FUENTE: Elaboración propia.	133
Tabla 5.15. Resultados del ensayo con tres celdas en serie y tres ventiladores. FUENTE: Elaboración propia.	134
Tabla 5.16. Resultados del ensayo con tres celdas en serie y tres ventiladores. FUENTE: Elaboración propia.	135
Tabla 5.17. Resultados del ensayo con tres celdas en serie y tres ventiladores. FUENTE: Elaboración propia.	138
Tabla 5.18. Resultados del ensayo con tres celdas en serie y flujo canalizado con ayuda de dos ventiladores, uno de entrada y uno de salida. FUENTE: Elaboración propia.	153
Tabla 5.19. Resultados del ensayo con tres celdas en serie y flujo canalizado con ayuda de cuatro ventiladores intercalados. FUENTE: Elaboración propia.	155
Tabla 5.20. Resultados del ensayo con tres celdas en serie y flujo dirigido (sin canalizar), por medio de cuatro ventiladores intercalados. FUENTE: Elaboración propia.	156
Tabla 5.21. Resultados del ensayo con seis celdas en paralelo tres a tres y flujo canalizado con ayuda de un ventilador grande (entrada) y dos ventiladores pequeños (salida). FUENTE: Elaboración propia.	162
Tabla 5.22. Resultados del ensayo con seis celdas en paralelo tres a tres y flujo canalizado con ayuda de un ventilador grande (entrada) y seis ventiladores intercalados. FUENTE: Elaboración propia.	164
Tabla 5.23. Resultados del ensayo con nueve celdas en paralelo tres a tres y flujo canalizado con ayuda de un ventilador grande (entrada) y tres ventiladores pequeños (salida). FUENTE: Elaboración propia.	167
Tabla 5.24. Resultados del ensayo con nueve celdas en paralelo tres a tres y flujo canalizado con ayuda de un ventilador grande (entrada) y tres ventiladores pequeños (salida). FUENTE: Elaboración propia.	170
Tabla 5.25. Resultados obtenidos con ayuda del sensor de flujo térmico. Ensayo final, primera parte. FUENTE: Elaboración propia.	173
Tabla 5.26. Resultados obtenidos con ayuda del sensor de flujo térmico. Ensayo final, segunda parte. FUENTE: Elaboración propia.	175
Tabla 5.27. Especificaciones técnicas de las células Peltier seleccionadas. FUENTE: Elaboración propia. Datos: es.rs-online.com.	177
Tabla 5.28. Características de la corriente eléctrica suministrada al circuito compuesto por 90 células Peltier. FUENTE: Elaboración propia.	184
Tabla 5.29. Especificaciones técnicas de los ventiladores seleccionadas. FUENTE: Elaboración propia. Datos: es.rs-online.com.	185
Tabla 5.30. Características de la corriente eléctrica suministrada al circuito compuesto por 16 ventiladores. FUENTE: Elaboración propia.	186
Tabla 5.31. Estimación de la potencia térmica obtenida y la potencia eléctrica consumida en el caso de utilizar 90 células Peltier. FUENTE: Elaboración propia.	188



**OPTIMIZACIÓN DE INSTRUMENTACIÓN PARA TRATAMIENTOS
TÉRMICOS DE USO MÉDICO**

Tabla 5.32. Estimación de los costes derivados de construir el circuito Peltier compuesto por 90 celdas. **FUENTE:** Elaboración propia. Precios obtenidos de la web es.rs-online.com. ____ 188

Tabla 5.33. Estimación de la potencia térmica obtenida y la potencia eléctrica consumida en el caso de utilizar 90 células Peltier. **FUENTE:** Elaboración propia. ____ 188

Tabla 5.34. Estimación de los costes derivados de construir el circuito Peltier compuesto por 90 celdas. **FUENTE:** Elaboración propia. Precios obtenidos de la web es.rs-online.com. ____ 188

1. INTRODUCCIÓN.

1.1. ASPECTOS GENERALES DEL CÁNCER.

El cáncer, también conocido como tumor maligno o neoplastia, engloba a un amplio número de enfermedades que pueden afectar a cualquier parte del organismo. Mientras que el proceso normal de división celular se encuentra regulado meticulosamente por una serie de mecanismos de control propios del organismo, que determinan cuando estas células deben dividirse o permanecer estables, en el caso de las células tumorales, estos mecanismos se encuentran completamente alterados, provocando que sean capaces de multiplicarse más allá de sus límites habituales, propagándose a otros órganos adyacentes, o bien, a distancia (a través del torrente sanguíneo). Esta capacidad invasiva se conoce como metástasis y es la principal causa de muerte por cáncer (suele aparecer en etapas avanzadas de la enfermedad).

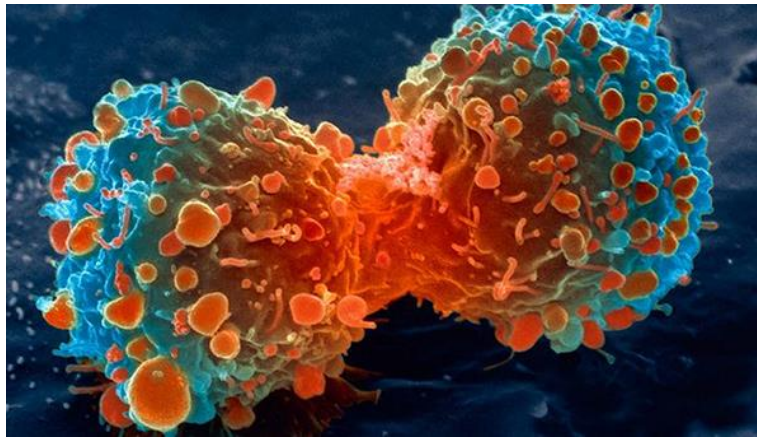


Figura 1.1. Célula pulmonar maligna en división. FUENTE: ABC.

El cáncer se origina como consecuencia de la interacción entre los factores genéticos del paciente y una serie de agentes externos, clasificados como:

- **Carcinógenos físicos:** como las radiaciones ultravioletas e ionizantes.
- **Carcinógenos químicos:** como el amianto, los componentes del humo del tabaco y los contaminantes de los alimentos (aflatoxinas) o del agua (arsénico).
- **Carcinógenos biológicos:** como determinados virus, bacterias y parásitos.

Además, la probabilidad de sufrir esta enfermedad aumenta exponencialmente con la edad, especialmente una vez superados los 40-50 años, probablemente por la gran cantidad de agentes externos a los que se ve expuesta una persona a lo largo de su vida, que se irán acumulando en el organismo, aumentando el riesgo de desarrollar finalmente la enfermedad. Otro factor relacionado con la edad que aumenta el riesgo de desarrollo de un cáncer, es la pérdida progresiva de eficacia de los mecanismos que tiene el cuerpo para la reparación celular.

Se estima que la probabilidad de desarrollar un cáncer antes de los 80 años es de un 42,5% en hombres, y de un 27,4% en mujeres. A los 85 años, esta probabilidad asciende hasta el 50,8% y 32,3%, respectivamente (Figura 1.2).



OPTIMIZACIÓN DE INSTRUMENTACIÓN PARA TRATAMIENTOS
TÉRMICOS DE USO MÉDICO

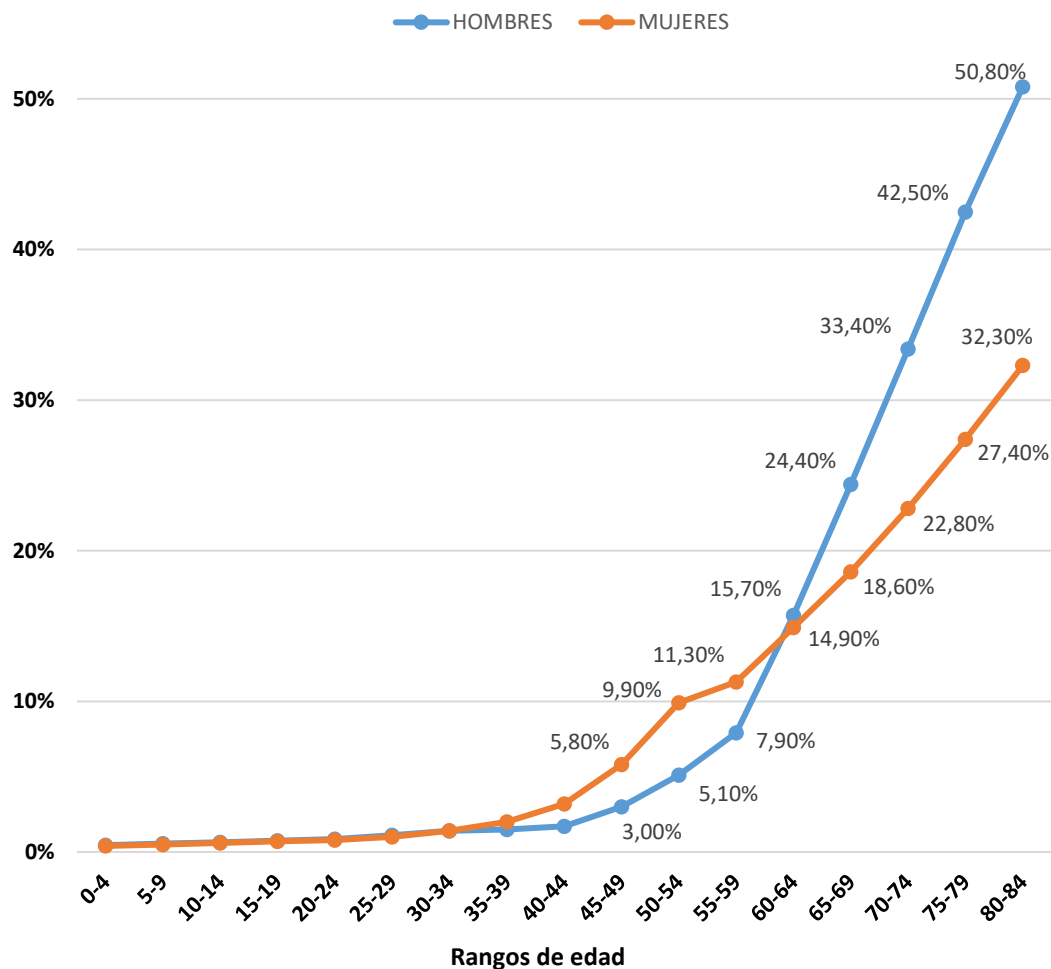


Figura 1.2. Probabilidad (%) de desarrollar un cáncer en función del sexo y la edad en el año 2019. **FUENTE:** Red Española de Registros de Cáncer (REDECAN).

En muchas ocasiones nos será difícil evitar estar expuestos a algunos de los agentes externos anteriormente mencionados. No obstante, la Organización Mundial de la Salud (OMS) en su Informe Mundial del Cáncer 2014, publicó que aproximadamente una de cada tres muertes por cáncer son debidas a los cinco factores de riesgo evitables más importantes, que facilitan que nuestro organismo desarrolle la enfermedad. Estos son:

- **El consumo de tabaco:** culpable a nivel mundial de uno de cada tres tumores diagnosticados, y de más de una de cada cinco muertes por cáncer.
- **El consumo de alcohol:** responsable aproximadamente de uno de cada diez tumores diagnosticados en el mundo.
- **La mala alimentación y la inactividad física:** el estilo de vida sedentario y la ausencia de una dieta variada, en la que predomine el consumo de frutas y verduras, aumentan considerablemente el riesgo de contraer la enfermedad, y habitualmente derivan en un exceso de peso u obesidad, el cual es otro de los factores de riesgo determinantes.

- **Las infecciones:** algunas infecciones crónicas causadas por virus o bacterias, sobre todo habituales en países en vías de desarrollo, pueden desencadenar algún tipo de tumor. Según el informe facilitado en 2014 por la OMS, las infecciones son las responsables de hasta uno de cada cuatro casos de cáncer diagnosticados en el mundo. Las más habituales, son las causadas por el *helicobacter pylori*, el virus del papiloma humano (VPH), el virus de la hepatitis B y C, el virus de Epstein-Barr, el herpesvirus humano 8 (HHV8) y el virus de la leucemia de células T humanas tipo 1 (HTLV-1). Además, el virus de la inmunodeficiencia humana (VIH) es capaz de aumentar la incidencia del cáncer por inmunosupresión, potenciando la acción de otros virus como los anteriormente citados.

Otros factores de riesgo que aumentan la probabilidad de sufrir la enfermedad son: la exposición a ciertas sustancias químicas, las radiaciones ionizantes o ultravioletas, la contaminación del aire de las ciudades, el humo generado en la quema de combustibles sólidos, determinadas terapias hormonales y los antecedentes familiares (mutaciones genéticas). Todos ellos aparecen recogidos en la Figura 1.3.



Figura 1.3. Principales factores de riesgo para desarrollar el cáncer. **FUENTE:** www.actuarcontraelcancer.com.

Para reducir el riesgo de contraer la enfermedad, es fundamental que cada individuo adopte todas aquellas medidas preventivas (hábitos saludables) que estén a su alcance, y que permitan evitar o minimizar al máximo su exposición a los diferentes factores de riesgo mencionados.

Pero esta no es la única manera, las instituciones sanitarias (públicas y privadas) también deben apostar por dotar a los ciudadanos de las herramientas necesarias para la prevención de determinados tipos de cáncer, por ejemplo, impulsando campañas de vacunación contra los papilomavirus humanos y contra el virus de la hepatitis B (que ayudarían a prevenir hasta un millón de casos de cáncer cada año en el mundo), o a través de programas de cribado, fundamentales para detectar la enfermedad en pacientes que todavía no presentan síntomas (es el caso de los programas para la detección precoz del cáncer de mama -mamografías-, colorrectal o cervicouterino).



**OPTIMIZACIÓN DE INSTRUMENTACIÓN PARA TRATAMIENTOS
TÉRMICOS DE USO MÉDICO**

La prevención del cáncer es vital para conseguir que los índices de morbilidad y mortalidad relacionados con la enfermedad disminuyan en los próximos años. No obstante, en caso de no haber sido capaces de prevenir la enfermedad, pero sí de detectarla a tiempo y tratarla adecuadamente (un diagnóstico correcto y a tiempo es esencial para poder prescribir un tratamiento adecuado y eficaz), las posibilidades de sobrevivir a determinados tipos de cancer hoy en día son extraordinariamente elevadas.

En la actualidad, la supervivencia de los pacientes con cáncer en España pasados cinco años de su primer diagnóstico es de un 53% (similar a lo que ocurre en el resto de países de nuestro entorno), aunque esta supervivencia es algo desigual en función del tipo de tumor diagnosticado. Mientras que algunos como el de mama o colon prácticamente han duplicado sus índices de supervivencia en las últimas décadas, en otros casos, los avances médicos no han sido tan exitosos y su índice de supervivencia apenas ha variado.

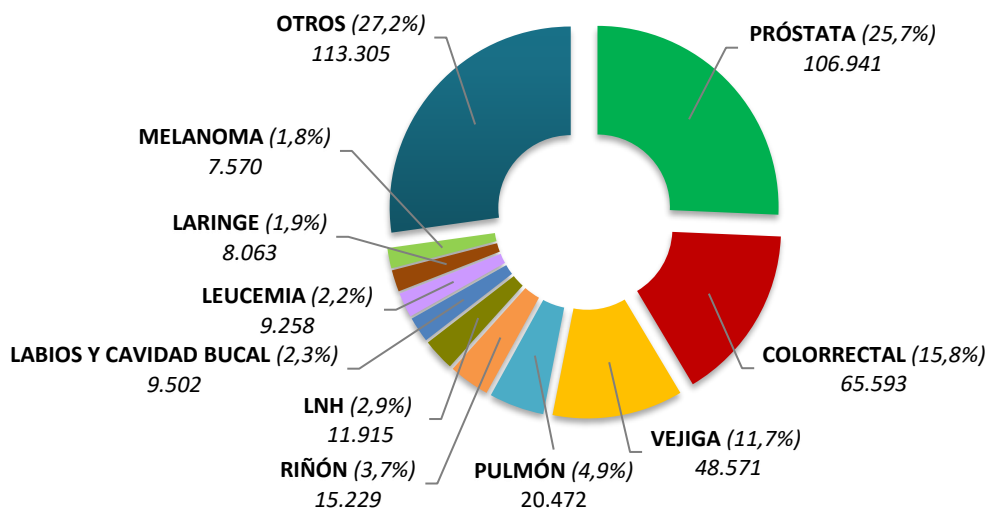
Un buen indicador de la supervivencia a la enfermedad es la prevalencia, la cual se define como la parte de la población que sufre esta enfermedad durante un periodo o momento determinado, incluyendo a todas las personas que han sido diagnosticadas en el pasado, reciente o lejano, y que continúan vivas. Por lo tanto, la prevalencia es sinónimo de supervivencia y será más elevada en los tumores con mayor supervivencia, como en el caso del cáncer de mama. Sin embargo, en tumores como el de pulmón, pese a ser el más comunmente diagnosticado en el mundo, su prevalencia es muy baja debido a que su mortalidad es muy elevada. En la Figura 1.4 se muestra la prevalencia del cáncer en España calculada para 2018, diferenciando por tipo de tumor y sexo [21][32].



CÉSAR DEL POZO MESONES

HOMBRES (Año 2018)

TOTAL: **416.419**



MUJERES (Año 2018)

TOTAL: **358.434**

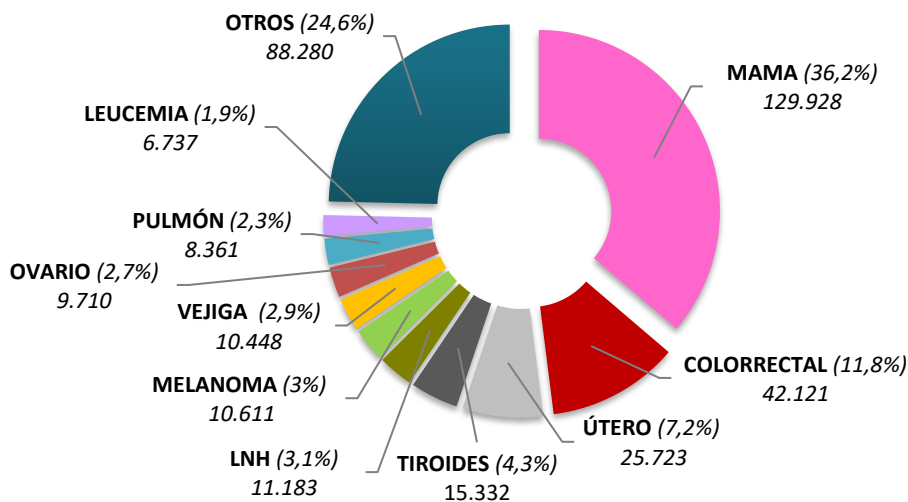


Figura 1.4. Estimación de la prevalencia a los 5 años en función del tipo de tumor y sexo para el año 2018 en España.
FUENTE: GLOBOCAN 2018 (<http://gco.iarc.fr/>).



1.2. ESTADÍSTICAS DEL CÁNCER.

Según los datos más actualizados disponibles, reflejados en el proyecto GLOBOCAN 2018 impulsado por la OMS, el número de casos de cáncer que afectan a la población mundial continúa aumentando. Mientras que en el año 2012 la cifra ascendía a los 14 millones, al finalizar el pasado año 2018 este valor ha crecido hasta llegar a la friolera de 18,1 millones de casos estimados. Además, se prevee que la tendencia a lo largo de las próximas dos décadas se mantendrá en la misma línea, alcanzando en el año 2040 los 29,5 millones de casos de cáncer en el mundo.

En el año 2018, el cáncer de pulmón y el cáncer de mama fueron los tipos de tumores más extendidos a nivel mundial, seguidos del colorrectal, el de próstata y el de estómago (Figura 1.5).

CASOS TOTALES (Año 2018): **18.078.957**

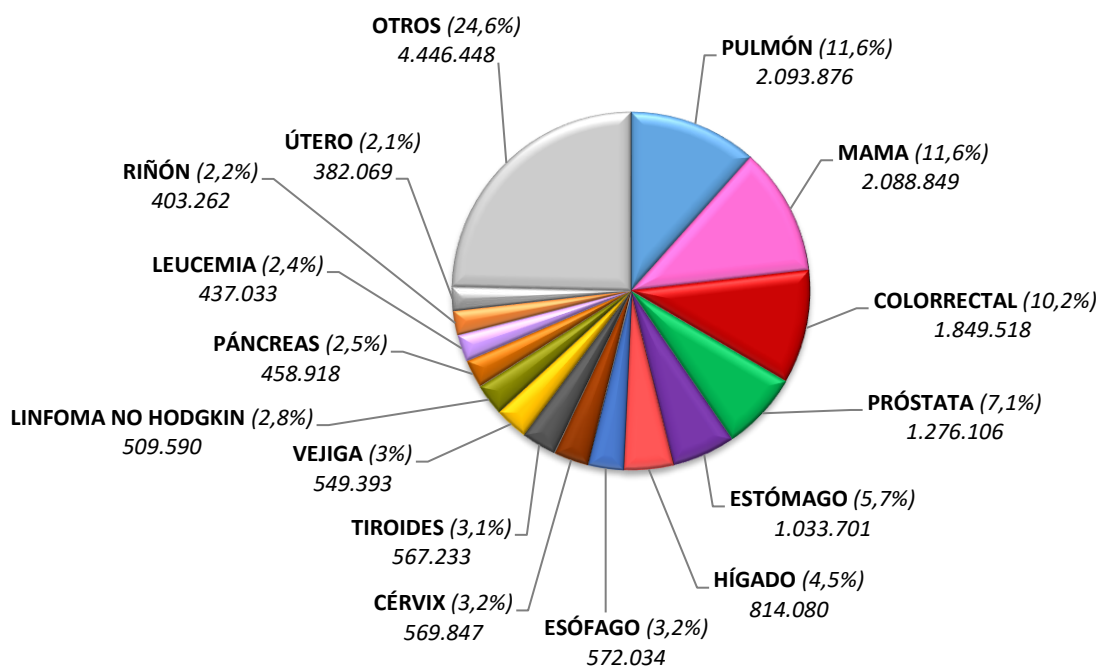


Figura 1.5 Casos de cáncer diagnosticados a nivel mundial en el año 2018 en función del tipo de tumor. **FUENTE:** GLOBOCAN 2018 (<http://gco.iarc.fr/>).

Si tan solo nos remitimos a los datos disponibles a nivel nacional, se estima que el número de nuevos casos cáncer que se diagnosticarán en España durante el presente año 2019 alcanzará la cifra de 277.234 nuevos casos (Figura 1.6), superando en 29.463 a los diagnosticados durante el año 2015.



CASOS TOTALES (Estimados para el año 2019): **277.234**

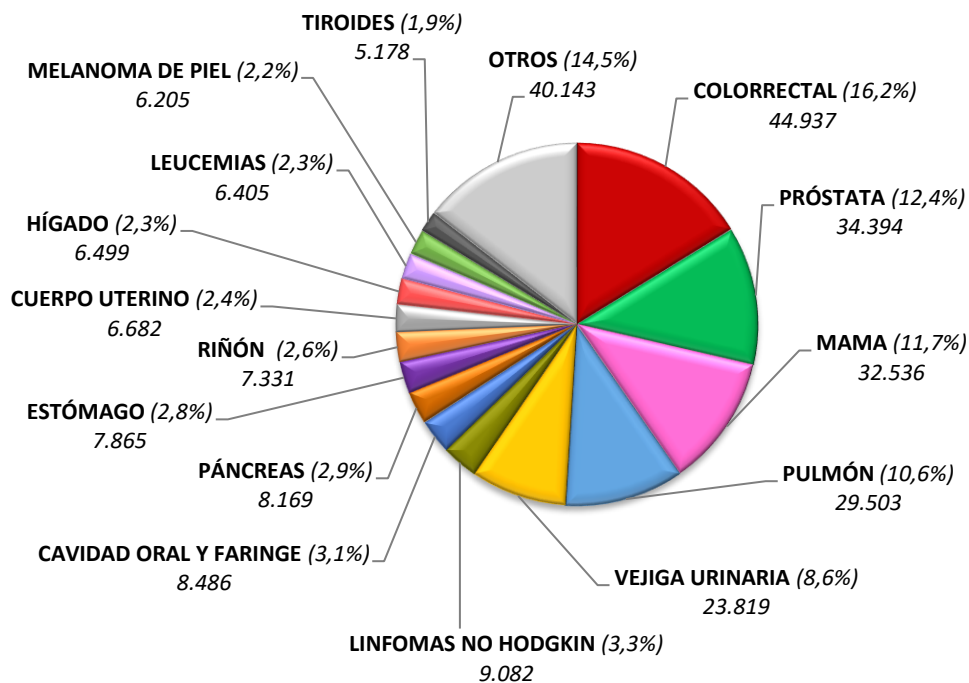


Figura 1.6 Casos de cáncer estimados en España para el 2019 en función del tipo de tumor (ambos sexos). **FUENTE:** Red Española de Registros de Cáncer (REDECAN).

De todos estos nuevos casos de cáncer diagnosticados (previstos para el año 2019 en España), 161.064 serán detectados en hombres (superando en 12.237 los diagnosticados en 2015), donde predominarán por este orden, el cáncer de próstata (21,4%), el colorrectal (16,6%), el de pulmón (13,7%) y el de vejiga urinaria (12,1%), tal y como se muestra en la Figura 1.7.



OPTIMIZACIÓN DE INSTRUMENTACIÓN PARA TRATAMIENTOS
TÉRMICOS DE USO MÉDICO

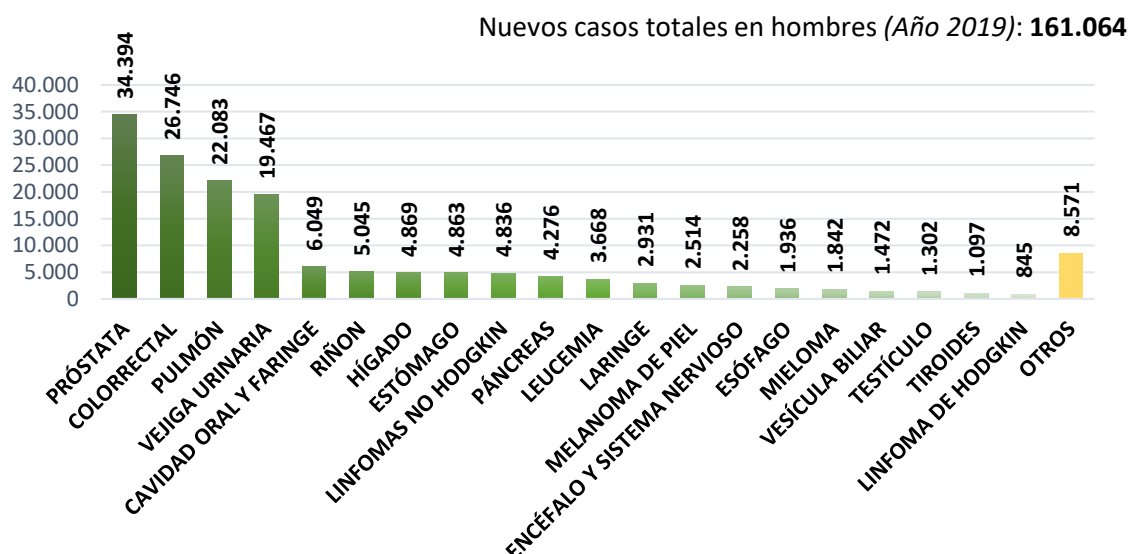


Figura 1.7. Nuevos casos de cáncer diagnosticados en hombres para el 2019 en España en función del tipo de tumor.
FUENTE: Red Española de Registros de Cáncer (REDECAN).

Por otro lado, los 116.170 nuevos casos de cáncer restantes, serán los diagnosticados en mujeres (17.226 más que en 2015). En este caso, el cáncer de mama seguirá siendo en 2019 con total claridad, el tipo de tumor más frecuentemente diagnosticado (28%), seguido del colorrectal (15,7%). Por detrás de ellos se encuentran, a mucha distancia, el cáncer de pulmón (6,4%) y el de cuerpo uterino (5,8%), como muestra la Figura 1.8.

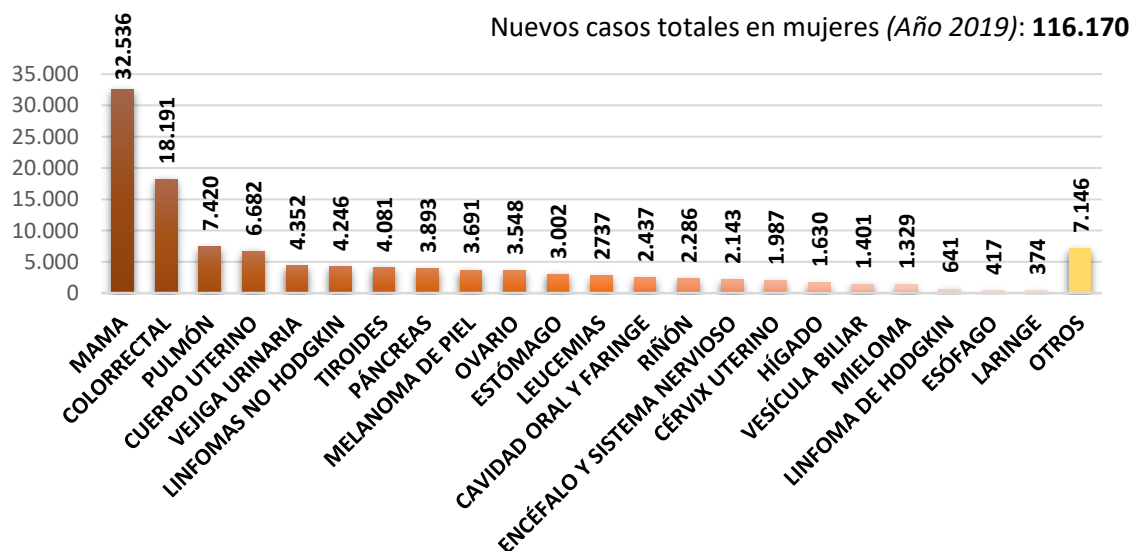


Figura 1.8. Nuevos casos de cáncer diagnosticados en mujeres para el 2019 en España en función del tipo de tumor.
FUENTE: Red Española de Registros de Cáncer (REDECAN).

Comparando los datos mostrados con los históricos de años anteriores, observamos que el número absoluto de tumores malignos diagnosticados cada año en España aumenta desde hace décadas, provocando que el cáncer sea una de las principales causas de ingreso hospitalario, tan solo por detrás de las enfermedades del aparato circulatorio y respiratorio.

Algunas de las razones más probables que permiten explicar esta tendencia al alza son: El aumento poblacional (hasta el año 2012), el envejecimiento de la población, la creciente exposición a determinados factores de riesgo, y en algunos casos (cáncer de mama, colorrectal, cérvix o próstata), debido a los programas de cribado que permiten su detección precoz (estos contribuyen a reducir los índices de mortalidad, pero al mismo tiempo, provocan un aumento del número de casos detectados).

Por desgracia, el cáncer no es sólo una de las principales causas de morbilidad, sino que también lo es de mortalidad. En 2018, según la OMS, 9,6 millones de personas fallecieron a causa de esta enfermedad en todo el mundo (lo que supone que casi una de cada seis muertes fue a manos del cancer). La Figura 1.9 muestra los tipos de tumores que más fallecimientos causaron a nivel mundial en el año 2018.

FALLECIMIENTOS TOTALES (Año 2018): **9.555.027**

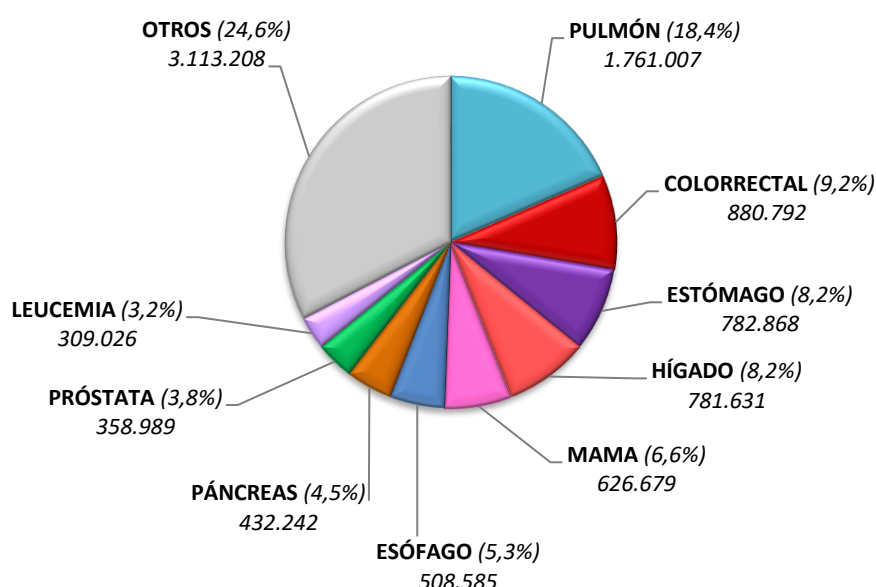


Figura 1.9. Mortalidad a nivel mundial de los diferentes tipos de cáncer durante el año 2018. **FUENTE:** GLOBOCAN 2018 (<http://gco.iarc.fr/>).

Pese a que estas cifras puedan parecer a priori muy elevadas, en Europa y el resto de zonas desarrolladas, la supervivencia de los pacientes con cáncer ha mejorado mucho en los últimos años, sin embargo, esta mejoría no es tan palpable en aquellos países en vías de desarrollo. Esta desigualdad provoca que, en función del país de residencia de los pacientes, el acceso a los avances existentes tanto para el diagnóstico precoz como para el tratamiento de la enfermedad, será mayor, menor, o incluso nulo. Además, en muchos países el coste de los tratamientos también es un factor decisivo para la supervivencia de los pacientes, quienes a pesar de disponer de los medios para tratarse, no disponen del poder adquisitivo suficiente para pagarlos.



En el caso de España, según los últimos datos publicados en diciembre de 2018 por el Instituto Nacional de Estadística (INE), durante el año 2017 el 26,7% de los fallecimientos se debieron a esta enfermedad (113.266 muertes), tan solo por detrás de las enfermedades del sistema circulatorio (28,8%). El cáncer de pulmón (22.121) y el colorrectal (15.410), quienes vieron reducida su mortalidad respecto del año anterior en un 0,3 y un 2,4% respectivamente, fueron los tipos responsables del mayor número de muertes por cáncer en España.

Disgregando estos datos por rangos de edad, observamos que el cáncer fue la principal causa de muerte en la población comprendida entre 1 y 14 años (30,2%), y entre 40 y 79 años (44,3%). Por otro lado, diferenciando por sexos, tenemos que fue la principal causa de muerte entre los hombres (300,1 de cada 100.000 fallecimientos), siendo el de pulmón (17.268 muertes) y el colorrectal los más mortales (pese a que su mortalidad disminuyó respecto del año anterior en un 2,1 y un 3,5%, respectivamente), y la segunda causa de muerte en mujeres (188,8 de cada 100.000 fallecimientos), siendo el de mama (6.489 muertes) el más mortal (provocando un 1,6% más fallecimientos que el año anterior), seguido de cerca por el colorrectal y el de pulmón.

En términos generales, podemos concluir que los fallecimientos a causa del cáncer en España han descendido considerablemente a lo largo de las últimas décadas. Los hábitos de vida más saludables, las campañas de diagnóstico precoz o los importantes avances terapéuticos de los últimos años (cuyos resultados se podrán valorar dentro de unos años), están mejorando la supervivencia de los pacientes a la enfermedad. Sin embargo, algunos factores como la contaminación, cada vez mayor en las ciudades, seguirán provocando que determinados tipos de cáncer aumenten en el futuro [32].

1.3. TRATAMIENTOS CONTRA EL CÁNCER.

En base al tipo de cáncer diagnosticado y la fase en la que se encuentre (más o menos avanzada), el paciente deberá someterse a un tratamiento específico e individualizado comunmente basado en cirugía, radioterapia, quimioterapia o una combinación de algunas de las anteriores. La edad del paciente, su estado general de salud, la existencia de otras enfermedades importantes y su propio deseo, son otros de los factores a tener en cuenta antes de trazar el tratamiento a seguir.

Además, los avances científicos y médicos de las últimas décadas han permitido que estos tratamientos sean cada vez más efectivos y menos dañinos para el organismo, consiguiendo que actúen de una manera más concreta sobre el tumor. No obstante, estos avances también han permitido desarrollar otro tipo de tratamientos innovadores que permiten un mayor grado de precisión, siendo significativamente menos dañinos para el paciente. Hoy en día, estos tratamientos son ya una realidad para tratar determinados tipos de cáncer en fases muy específicas de la enfermedad con una gran eficacia. Algunos de ellos son:

- **Hormonoterapia:** utilizado para hacer frente a los tipos de cáncer que crecen por el estímulo de alguna hormona (hormono-dependientes), como el de mama o próstata. Para ello, se administran determinadas hormonas en el organismo que permiten detener o disminuir el crecimiento del tumor.



- **Inmunoterapia:** consiste en estimular el sistema inmune del paciente, o bien, en introducir en el organismo sustancias similares a las de su sistema inmune, con el objetivo de poder controlar la enfermedad y destruir las células tumorales.
- **Crioterapia:** utiliza el nitrógeno líquido para destruir las células tumorales por congelación, generalmente para tratar lesiones premalignas o tumores en fases muy localizadas.
- **Cirugía con láser:** técnica que emplea un rayo de luz láser muy potente que, dirigido sobre el tumor, permite destruir las células malignas, generalmente para tratar lesiones premalignas o como método paliativo.

El objetivo fundamental que persiguen todos y cada uno de los tratamientos existentes contra el cáncer es curar la enfermedad, y de no ser factible, tratar de prolongar al máximo la vida del paciente, haciendo que esta sea de la mayor calidad posible [3].

A continuación, se definen los principales tipos de tratamientos utilizados para hacer frente al cáncer, haciendo especial hincapié en el tratamiento de quimioterapia, cuyo efecto secundario más conocido e impactante, la pérdida de cabello, es el punto de partida que ha propiciado la elaboración de este estudio con el objetivo de proponer una solución alternativa a las existentes en materia de enfriamiento del cuero cabelludo para tratar de evitar o reducir este efecto no deseado inducido por el tratamiento de quimioterapia.

1.3.1. Cirugía.

Hasta la aparición de la radioterapia a principios del siglo XX, la cirugía era el único tratamiento curativo y paliativo contra el cáncer. En la actualidad, el desarrollo de nuevas técnicas quirúrgicas ha permitido reducir la agresividad de estos tratamientos permitiendo conservar, en la mayor parte de los casos, el órgano donde se encontraba el tumor y su función.

No obstante, a día de hoy la cirugía puede ser utilizada con fines muy diversos, que van mucho más allá de únicamente tratar extirpar el tumor maligno antes de que este se haya extendido a otros órganos. De manera que, en función de cual sea su objetivo existirán diferentes tipos, siendo los principales:

- **Cirugía curativa:** si se emplea para extirpar el tumor y parte del tejido sano circundante, en aquellos casos donde el cáncer no se ha propagado a otros órganos, tratando de que el paciente pueda conservar el órgano donde estaba el tumor y su función.
- **Cirugía preventiva:** si tiene la finalidad de extirpar ciertas lesiones que pudieran derivar en tumores malignos.
- **Cirugía diagnóstica (biopsia):** si es realizada con el objetivo de poder descartar o confirmar la existencia de un cáncer mediante el análisis microscópico de una muestra de tejido extraída de la zona afectada.
- **Cirugía de estadíaje:** si ayuda a conocer la extensión del tumor.
- **Cirugía paliativa:** si tiene la finalidad de mejorar la calidad de vida del paciente, reduciendo ciertos síntomas derivados de alguna complicación de la enfermedad.



- **Cirugía reparadora:** si es utilizada para restaurar la apariencia y/o función del órgano previamente sometido a cirugía curativa [3].

1.3.2. Radioterapia.

La radioterapia es un tratamiento exclusivamente local que consiste en la aplicación concentrada de altas dosis de radiaciones ionizantes que atacan al cáncer en su lugar de origen. Estas radiaciones debidamente administradas consiguen dañar el ADN de las células tumorales hasta destruirlas, eliminando o reduciendo el tamaño del tumor.

Sin embargo, las células sanas próximas al mismo también estarán expuestas a los efectos de la radioterapia, por lo que la dosis total de radiación requerida por el paciente se fracciona en un número determinado de sesiones y días, con jornadas de descanso que permitan la recuperación de estos tejidos sanos antes de volver a administrar el tratamiento. En función de la ubicación de la fuente emisora de las radiaciones tendremos:

- **Radioterapia externa:** cuando la radiación es generada y emitida por una máquina externa de gran tamaño y altísima precisión (acelerador lineal), encargada de dirigirla desde muchas direcciones sobre el tumor, sin que exista un contacto directo con el paciente.
- **Radioterapia interna o braquiterapia:** cuando la fuente de radiación se coloca en el interior del cuerpo a través de un implante, temporal o permanente, de materiales radiactivos (isótopos), en forma de semillas, listones o cápsulas, colocados dentro del organismo, directamente sobre el tumor o muy próximos a él. Su mayor grado de precisión permite administrar dosis más elevadas con una mayor seguridad para los tejidos sanos circundantes.

La radioterapia puede emplearse como único tratamiento para hacer frente al cáncer (**radioterapia radical**), no obstante, lo más habitual es que se utilice en combinación con otros tratamientos, dando lugar a los siguientes tipos:

- **Radioterapia neoadyuvante:** Si se administra como primer tratamiento con el objetivo de reducir el tamaño del tumor y facilitar una cirugía posterior.
- **Radioterapia adyuvante:** Si se emplea después de la cirugía o la quimioterapia para asegurar la destrucción de las posibles células malignas que hayan podido sobrevivir a estos tratamientos.
- **Radioterapia concomitante:** Si se aplica al mismo tiempo que otro tratamiento (habitualmente quimioterapia) potenciando los efectos de ambos y mejorando su eficacia.
- **Radioterapia intraoperatoria:** Si se administra durante la cirugía, logrando una acción más localizada y menos dañina para el tejido sano circundante [3][19].

1.3.3. Quimioterapia.

El tratamiento de quimioterapia consiste en la administración de una serie de fármacos específicos (denominados quimioterápicos), que se propagan a través del torrente sanguíneo a todos los tejidos del organismo, y una vez allí, atacan a las células tumorales impidiendo su multiplicación y provocando su destrucción. No obstante, estos fármacos

también afectarán a las células sanas del organismo que se encuentran en fase de división, siendo fundamental programar periodos de descanso durante el tratamiento que permitan que éstas se recuperen antes de someterse a una nueva dosis de fármacos. Estos periodos tratamiento-descanso se denominan ciclos.



Figura 1.10. Paciente recibiendo el tratamiento de quimioterapia. **FUENTE:** www.infosalus.com.

Las vías de entrada más comúnmente utilizadas para introducir los fármacos quimioterápicos en el organismo son las siguientes:

- **Intravenosa:** es la más habitual, los fármacos son introducidos en el organismo mediante una inyección en la vena del brazo o con ayuda de un catéter (tubo muy fino, largo y flexible que se introduce desde una vena periférica hasta alcanzar una vena gruesa del torax o la aurícula), y que además, según las necesidades del tratamiento, puede ir conectado a una bomba que controle la cantidad de quimioterapia que entra en el organismo durante el mismo.
- **Oral:** En forma de comprimidos o sobres. Únicamente podrá emplearse esta vía cuando los fármacos quimioterápicos pueden ser absorbidos por el estómago o el intestino. Este método evita tener que acudir al hospital de día para recibir el tratamiento.

En ocasiones, la quimioterapia se emplea como único tratamiento para hacer frente a la enfermedad. No obstante, lo más habitual es que, antes, durante o después del tratamiento con quimioterapia, el paciente reciba alguno de los otros tipos de tratamientos existentes contra el cáncer, dando lugar a los siguientes tipos de quimioterapia en función del momento en el que se aplica y el objetivo que persigue:

- **Quimioterapia de inducción o neoadyuvante:** si se administra como tratamiento inicial tras el diagnóstico del cáncer con el objetivo de disminuir el tamaño del tumor y destruir lo antes posible las células cancerígenas que hayan podido expandirse a otros órganos del cuerpo, reduciendo el riesgo de recaídas. Una vez administrada, es habitual utilizar otros métodos más localizados, como la radioterapia o la cirugía, que permitan asegurar la eliminación de todo rastro que haya podido quedar del tumor en el organismo.



- **Quimioterapia concomitante:** si se administra de forma paralela al tratamiento de radioterapia, permitiendo una acción local y sistémica simultánea, potenciando el efecto que ambos tratamientos tendrían por separado.
- **Quimioterapia adyuvante:** Administrada tras completar otro tipo de tratamiento, habitualmente local, para asegurar la eliminación de todo rastro de la enfermedad que pudiera quedar en el organismo, disminuyendo el riesgo de recaídas.

En todos estos casos, se ha considerado el tratamiento de quimioterapia como un método curativo, no obstante, también puede ser empleado con fines paliativos, es decir, para controlar los síntomas provocados por la enfermedad y mejorar la calidad de vida del enfermo (en caso de que el cáncer se encuentre en una etapa muy avanzada y la enfermedad sea irreversible).

Sea cual sea el caso, el oncólogo será el responsable de diseñar un tratamiento específico individualizado (esquema de tratamiento), con el tipo y combinación de los fármacos a emplear, la dosis necesaria, la frecuencia de aplicación de los ciclos (tratamiento-descanso) y la duración de cada sesión. Todos estos aspectos dependerán del tipo de cáncer y la fase en la que se encuentre, el estado general de salud del paciente, su historial médico previo (enfermedades impotantes) y la localización del tumor [3][19].

1.3.3.1. Efectos secundarios.

Como hemos explicado anteriormente, los fármacos empleados en los tratamientos de quimioterapia están diseñados para destruir las células tumorales que se multiplican de forma rápida e incontrolada. No obstante, esta manera de actuar hace que el resto de células de división rápida del organismo sean también altamente sensibles al tratamiento, pudiendo ser destruidas desencadenando una serie de efectos secundarios en el paciente. Es el caso de las células del tubo digestivo, de los folículos pilosos o de la médula ósea.

Otras partes del organismo que con menor frecuencia pueden ser susceptibles de sufrir efectos adversos provocados por el tratamiento de quimioterapia son, el riñón, el corazón, la piel, la vejiga, el sistema nervioso y algunas posibles alteraciones relacionadas con la fertilidad (funcionamiento de los ovarios) y la apetencia sexual.

La aparición de estos efectos secundarios suele estar intimamente relacionada con el tipo o combinación de fármacos empleados, la dosis y el intervalo entre ciclos, pudiendo conocer de antemano cuales serán una vez se haya establecido el esquema de tratamiento. Sin embargo, no tienen por qué aparecer todos los síntomas previstos, ya que otros factores como el historial médico previo del paciente o su susceptibilidad individual, pueden potenciar o evitar que aparezcan determinados efectos.

Además, la mayor parte de los síntomas son tolerables (permiten llevar una vida normal durante el tratamiento) y desaparecen sin dejar secuelas, como muy tarde, unas pocas semanas después de finalizar el tratamiento. Los efectos secundarios más comunes y conocidos son:

- **Relacionados con el aparato digestivo:** falta de apetito, la inflamación de la boca, la alteración de la percepción del sabor de los alimentos, alteraciones en la mucosa de la boca, náuseas, vómitos, diarreas o estreñimiento.
- **Relacionados con alteraciones de la médula ósea:** encargada de producir las células de la sangre (glóbulos rojos, leucocitos y plaquetas), cuya destrucción puede desencadenar:
 - Anemia: un descenso considerable de los glóbulos rojos reduce la capacidad de transportar el oxígeno desde los pulmones al resto del organismo, provocando debilidad, cansancio, palpitaciones, mareos o palidez de la piel y las mucosas, entre otros síntomas.
 - Inmunodepresión: un descenso importante de los leucocitos provoca un aumento del riesgo de padecer infecciones, haciendo además que estas sean más graves de lo habitual.
 - Hemorragias: la destrucción de plaquetas, cuya misión fundamental es la coagulación de la sangre, aumenta el riesgo de aparición de hemorragias internas y externas.
- **Relacionados con alteraciones en el cabello:** La alopecia es el efecto secundario más conocido, frecuente y visible del tratamiento de quimioterapia, y se produce por la destrucción de las células del folículo piloso (lugar de nacimiento del vello y cabello). Como ocurre con el resto de efectos secundarios, la caída del cabello dependerá fundamentalmente del tipo y combinación de los fármacos empleados, así como de las dosis necesarias para cada paciente y tipo de cáncer concreto. Por ello, es imprescindible que el paciente en base al esquema de tratamiento que deba seguir, consulte a su médico si perderá su cabello o si este solamente se volverá más fino o más crespo durante el tratamiento, como ocurre en algunos casos.



Figura 1.11. El efecto secundario de la pérdida del cabello inducida por el tratamiento de quimioterapia.

FUENTE: www.casualbox-japan.com.



Comunmente, el cabello comienza a caerse pasadas entre dos y cuatro semanas de la administración del primer ciclo de quimioterapia, de manera lenta o repentina, pudiendo ser una caída progresiva, o bien, caer en grandes mechones sin seguir ningún patrón en concreto hasta que finalmente se produzca la pérdida de una parte o de la totalidad del cabello. Además, esta caída en muchas ocasiones también afectará de forma generalizada a otras partes del cuerpo como axilas, brazos, piernas, cejas, pestañas, etc.

La buena noticia es que, a pesar de lo agresivo que es el tratamiento, una vez terminado las células del folículo piloso son capaces de repararse a sí mismas, por lo que la caída del cabello es un fenómeno reversible. Gracias a ello, una vez pasadas varias semanas de haber recibido el último ciclo de quimioterapia, las células del folículo piloso se regenerarán y permitirán que el cabello vuelva a crecer (aunque es habitual que sus características sean algo diferentes a las del cabello original previo al tratamiento) [4].

1.3.3.2. Importancia de la caída del cabello.

La caída de cabello puede parecer a priori, el efecto secundario menos importante de todos, ya que no tiene una incidencia tan directa sobre la salud como la destrucción de células sanguíneas y las afecciones relacionadas con otros órganos (riñón, corazón, etc.) o con el buen funcionamiento del sistema digestivo, que en este caso, puede desencadenar en una mala alimentación durante el tratamiento, provocando una mayor debilidad a la hora de enfrentarse a la enfermedad y tolerar sus efectos.

Sin embargo, nada más lejos de la realidad, puesto que la caída del cabello suele ser el efecto que más preocupa a los pacientes diagnosticados de cáncer que necesitan someterse a tratamientos de quimioterapia. A pesar de lo que se puede pensar en un principio, la imagen es un aspecto fundamental para hacer frente a la enfermedad. El impacto visual y psicológico que provoca la caída del cabello en los pacientes, genera una pérdida importante de autoestima, mayor inseguridad, ansiedad y una mayor tendencia del paciente a aislarse, entre otras cosas. Todo esto hace que el estado anímico del paciente decaiga durante una etapa en la que mantenerse fuerte y motivado mentalmente es crucial para enfrentarse con éxito a la enfermedad.

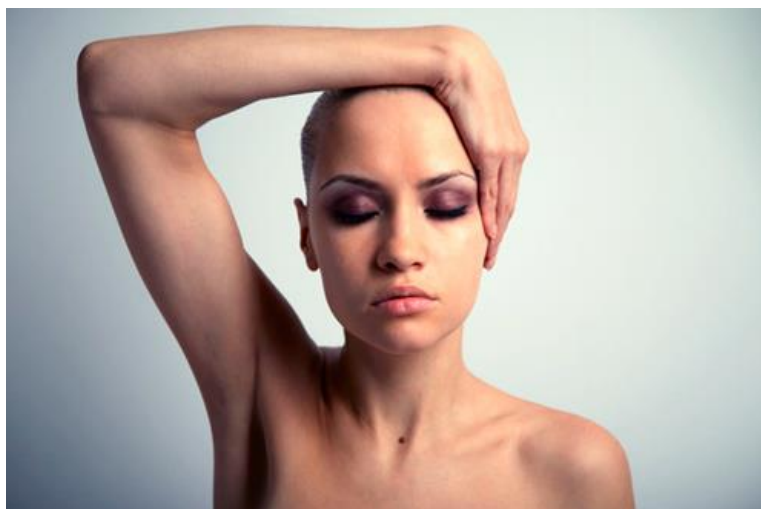


Figura 1.12. La alopecia es uno de los efectos secundarios más impactantes de la quimioterapia. **FUENTE:** www.bellezapura.com.

Además de la pérdida de identidad que supone la caída del cabello para estos pacientes, también se vulnera su intimidad, ya que este hecho revela continuamente su estado de salud, perdiendo la capacidad de decidir cuándo y a quién quieren revelar esta información, la cual puede ser altamente sensible entre otras razones, porque puede afectar negativamente, o incluso poner en riesgo, las relaciones sociales del paciente, tanto en su entorno privado como en su entorno laboral.

Las mujeres son, con diferencia, las pacientes más sensibles a este efecto secundario de la quimioterapia, fundamentalmente por el fuerte impacto visual provocado por el radical cambio de imagen experimentado, dando lugar a un fuerte impacto psicológico que, en muchas ocasiones, termina en depresión, afectando directamente a la manera óptima de hacer frente a la enfermedad [2] [10] [20].

1.3.3.3. Prevención de la caída del cabello.

A lo largo de la historia, todos los métodos utilizados para tratar de evitar el impacto negativo que supone para los pacientes la caída del cabello inducida por la quimioterapia, consistían en la utilización de gorros, pañuelos y pelucas oncológicas, las cuales eran utilizadas fundamentalmente por las mujeres con el objetivo de disimular esta caída. Estas técnicas, todavía presentan un amplio índice de aceptación entre las pacientes, gracias en parte a las mejoras que han ido incorporando en las últimas décadas, especialmente en el caso de las pelucas oncológicas, que actualmente son capaces de proporcionar excelentes resultados.



Figura 1.13. Paciente utilizando un pañuelo oncológico. **FUENTE:** www.carrerascentrocapilar.com.

No obstante, los avances médicos y tecnológicos de las últimas décadas, basados en las creencias surgidas en los años 70 acerca de los posibles beneficios de la aplicación de frío sobre el cuero cabelludo durante la quimioterapia para evitar la caída del cabello, han dado sus frutos. Multitud de investigaciones y ensayos clínicos llevados a cabo en los últimos años han permitido demostrar la eficacia y seguridad del empleo de tratamientos de enfriamiento del cuero cabelludo para evitar o disminuir (en al menos un 50%) la pérdida de cabello inducida por la quimioterapia.

Gracias a ello, sabemos que si somos capaces de administrar la cantidad de frío suficiente para mantener el cuero cabelludo a temperaturas que rondan los 10–15°C de manera constante, desde unos minutos antes de comenzar la infusión de quimioterapia hasta pasado un tiempo tras la finalización de la misma, el paciente podrá conseguir evitar o reducir significativamente la caída del cabello de una forma segura y eficaz.

Sin embargo, es importante aclarar que este tipo de tratamientos tan solo servirán para tratar la caída del cabello en aquellos pacientes diagnosticados de algún tipo de tumor sólido. No se podrán utilizar en ningún caso para hacer frente a tumores de tipo líquido, como la leucemia o el linfoma. Además, algunos estudios han demostrado que existen determinados tipos o combinaciones de fármacos capaces de anular o disminuir la eficacia de estos tratamientos, y que, a pesar de ser los menos frecuentes, este es un aspecto muy importante a tener en cuenta.

La evidencia científica que respalda la eficacia de este tipo de tratamientos ha impulsado a multitud de empresas al desarrollo de diferentes dispositivos de enfriamiento del cuero cabelludo, los cuales han ido, desde técnicas más simples como la directa aplicación de compresas frías o gorros enfriados en congeladores especiales, hasta métodos más sofisticados y automatizados que han permitido mejorar enormemente la experiencia del usuario [11][24][25].

En el presente documento nos centraremos en el estudio de los Penguin Cold Caps y del DigniCap System, dos de las tecnologías más evolucionadas en materia de enfriamiento del cuero cabelludo, las cuales ya han sido utilizadas con éxito por miles de pacientes en todo el mundo. De esta manera, tomando como punto de partida los principios básicos de funcionamiento y el modo de empleo de estos dispositivos, se tratará de determinar

la viabilidad técnico-económica de construir un dispositivo termoeléctrico (inérito hasta la fecha), compuesto por células Peltier, lo más automatizado, ligero, compacto, autónomo y ergonómico posible, que pueda convertirse en una alternativa competitiva a los métodos de tratamiento actuales, permitiendo mejorar sus prestaciones y solucionando sus principales inconvenientes.



Figura 1.14. Unidad de refrigeración y gorro de silicona del dispositivo DigniCap. **FUENTE:** ABC.

Como se explicará más adelante, las células Peltier son dispositivos termoeléctricos compactos que permiten obtener bajas temperaturas de manera muy controlada y precisa, con el simple hecho de hacer pasar un flujo adecuado de corriente eléctrica a través de ellos. La razón por la que se centrará el estudio en el empleo de esta tecnología (con gran potencial, pero aún en desarrollo), además de por las ventajas que presenta, es porque su uso ha sido probado con éxito en otro tipo de aplicaciones de dimensiones y características relativamente parecidas, donde también se requieren bajas temperaturas de forma precisa, como es el caso de neveras portátiles, armarios eléctricos industriales, dispositivos de refrigeración de aparatos electrónicos, mantas de hipotermia o refrigeradores portátiles para el almacenamiento de sangre, tejidos, medicamentos, vacunas u otro tipo de materiales de uso médico, entre otras [28].



2. OBJETIVOS.

Los **objetivos generales** que persigue el presente estudio son:

- Proponer un método alternativo de enfriamiento del cuero cabelludo que pueda ser patentado, para evitar o reducir (en más de un 50%), la caída de cabello inducida por la quimioterapia en pacientes diagnosticados de cáncer de mama u otro de los diferentes tipos de tumores sólidos.
- Determinar la viabilidad técnica y económica del empleo de una tecnología, cuyo principio de funcionamiento se basa en el efecto termoléctrico conocido como efecto Peltier, para conseguir proporcionar la capacidad de refrigeración requerida de forma óptima, garantizando la eficacia y seguridad del tratamiento.
- Justificar todas las mejoras derivadas de la implementación de esta tecnología, comparando la propuesta realizada con los métodos de enfriamiento del cuero cabelludo utilizados en la actualidad, y, en definitiva, valorar si la alternativa estudiada permite mejorar la calidad de vida actual de los pacientes con cáncer que deciden someterse a este tipo de tratamientos.

A su vez, el cumplimiento de los objetivos generales marcados pasa por la consecución de una serie de **objetivos específicos** derivados de los anteriores. Los principales son:

- Identificar las posibles carencias o aspectos mejorables de los dispositivos empleados con éxito en la actualidad para este tipo de tratamientos.
- Justificar las ventajas del empleo de células Peltier como alternativa a los sistemas de refrigeración clásicos, y, más concretamente, como alternativa al resto de tecnologías utilizadas en materia de enfriamiento del cuero cabelludo.
- Valorar las diferentes soluciones que permitirían, utilizando esta tecnología, cubrir con garantías las necesidades del tratamiento (materiales de construcción, tipo de células, número, tamaño, disposición, ubicación -directamente en el gorro o en un pequeño intercambiador externo-, etc.).
- Reducir los tiempos en los hospitales de día, intentando evitar que el paciente deba permanecer en el hospital durante todo el tratamiento, agilizando las estancias hospitalarias. Para ello el dispositivo:
 - Debe ser compacto y transportable (peso y dimensiones admisibles).
 - Debe disponer de la autonomía suficiente para cubrir las necesidades energéticas del tratamiento.
 - Debe ser sencillo de utilizar para lograr la independencia total del paciente. El tratamiento deberá estar automatizado prácticamente en su totalidad, valorando un posible seguimiento y control del mismo por parte del paciente, por ejemplo, mediante una aplicación móvil.
- Concluir si la solución propuesta es viable técnicamente y determinar el coste final estimado para el cliente (comparándolo con el del resto de métodos empleados en la actualidad).



3. ALCANCE.

El presente estudio forma parte de una primera fase, enmarcada dentro de un proyecto a medio-largo plazo, que tiene por objetivo patentar y sacar al mercado un producto innovador, que pueda ser adquirido o alquilado directamente por los pacientes con cáncer para evitar o reducir la alopecia inducida por sus tratamientos de quimioterapia.

En una primera instancia, el público para quien está pensado y hacia quien irá dirigido este dispositivo son las mujeres diagnosticadas con cáncer de mama en etapas tempranas de la enfermedad, quienes necesitan recibir tratamientos de quimioterapia para combatirla. Esto es debido fundamentalmente a dos factores:

- Las mujeres son las pacientes más sensibles a este impactante efecto secundario de la quimioterapia, principalmente por la pérdida de identidad y autoestima que provoca, lo que afecta negativamente a la manera que tienen de enfrentarse a la enfermedad.
- El de mama es el tipo de cáncer más comúnmente diagnosticado en mujeres a nivel mundial.

Sin embargo, son muchos los estudios y ensayos clínicos que en los últimos años han avalado que el enfriamiento del cuero cabelludo, es una técnica completamente segura y eficaz de combatir la alopecia inducida por la quimioterapia en pacientes diagnosticados de cualquiera de los diferentes tipos de tumores sólidos, por lo que el uso de este dispositivo podrá extenderse a todos ellos (ya sean hombres o mujeres). El siguiente paso, sería conseguir la autorización para su uso en pacientes pediátricos diagnosticados con alguno de estos tumores.

Por otro lado, el hecho conseguir patentar un sistema de refrigeración innovador, que utilice una tecnología sin precedentes en el ámbito de los tratamientos térmicos de uso médico, la cual se encuentra actualmente en pleno crecimiento y sobre la que existen grandes expectativas a medio plazo, como es el caso de las células Peltier, permite abrir un gran abanico de posibilidades futuras.

En este sentido, el estudio de viabilidad técnico-económico que se aborda en el presente documento puede ser la llave que permita a las células Peltier, pasar a formar parte del desarrollo de nuevos dispositivos, los cuales puedan ser utilizados como alternativa a los existentes, para cubrir otros tratamientos médicos de similares características. Es decir, aquellos que necesiten proporcionar bajas temperaturas de una forma muy controlada y precisa, como es el caso de los gorros utilizados para tratar la encefalopatía hipóxica-isquémica en recién nacidos o las mantas utilizadas para los tratamientos de hipotermia inducida en adultos, entre otras aplicaciones.



4. ESTADO DEL ARTE.

4.1. MÉTODOS ACTUALES BASADOS EN HIPOTERMIA: EL “SCALP COOLING”.

Las técnicas utilizadas en la actualidad para hacer frente a la caída del cabello inducida por la quimioterapia se basan en la aplicación de tratamientos de hipotermia sobre el cuero cabelludo de los pacientes.

El conocido como “scalp cooling” o enfriamiento del cuero cabelludo, es un método probado con éxito por miles de pacientes en todo el mundo que permite reducir o incluso evitar la alopecia causada por determinados fármacos quimioterápicos (dependiendo del tipo, combinación, dosis, etc.), en pacientes diagnosticados de algún tipo de tumor sólido. En líneas generales, el tratamiento consiste en la aplicación de frío de manera localizada sobre la cabeza del paciente, de manera que se consiga mantener la temperatura del cuero cabelludo en torno a los 10–15°C durante todo el proceso. Como consecuencia de este enfriamiento se producen dos efectos fundamentales en la zona a tratar:

- **Reducción del flujo de sangre:** La cantidad de sangre que llega a las células del folículo piloso se verá reducida debido a que el frío aplicado provocará el cierre parcial de los vasos sanguíneos por vasoconstricción, y, gracias a ello, mientras mantengamos este enfriamiento el flujo de fármacos quimioterápicos capaz de llegar a estas células será mucho menor.
- **Reducción de la velocidad de reacción:** Por otro lado, el frío provocará que las células del folículo piloso entren en un estado de “hibernación”, ralentizando su metabolismo y haciendo que la membrana celular actúe de barrera evitando la entrada de gran parte de los agentes tóxicos de la quimioterapia.

La combinación de ambos efectos permite que las células del folículo piloso se encuentren significativamente menos expuestas a la toxicidad de estos fármacos, aumentando la probabilidad de que estas sobrevivan al tratamiento. En la Figura 4.1 se resumen todas las acciones desencadenadas en el organismo como consecuencia del enfriamiento del cuero cabelludo, cuyo éxito estará directamente relacionado con el número de células del folículo piloso capaces de sobrevivir a la quimioterapia, ya que de su supervivencia depende que el paciente pueda conservar la totalidad o gran parte del cabello tras someterse al tratamiento [10][24].

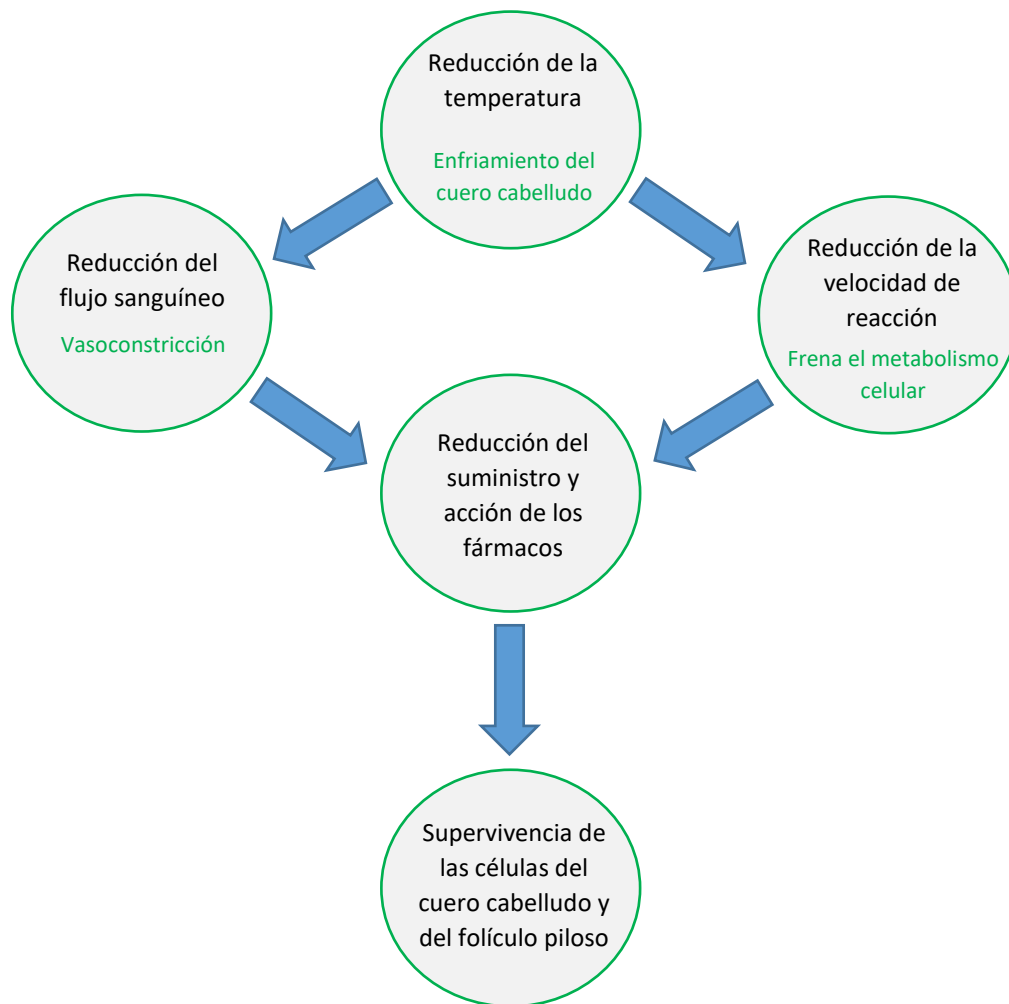


Figura 4.1. Efectos derivados del enfriamiento del cuero cabelludo. **FUENTE:** Elaboración propia.

En los años 70, comenzaron a aparecer las primeras técnicas de enfriamiento del cuero cabelludo bajo la creencia de que estas prácticas podían evitar que la quimioterapia “quemase” el cabello. Los primeros tratamientos en este sentido consistían en la aplicación de bolsas de hielo o verduras congeladas sobre la cabeza de los pacientes durante las infusiones de quimioterapia. No obstante, hasta este momento no existía ninguna evidencia científica que demostrara el beneficio real de estos tratamientos.

Fue ya en la década de los 90 cuando aparecieron las primeras teorías, más o menos fundadas, acerca de los posibles beneficios de aplicar compresas de hielo sobre el cuero cabelludo para tratar la alopecia inducida por la quimioterapia. A raíz de estos primeros descubrimientos, cada vez han sido más las empresas y organismos públicos interesados en el estudio de este tipo de tratamientos paliativos. Gracias a ello, en los últimos años se han ido sucediendo multitud de estudios y ensayos clínicos que han demostrado su eficacia, permitiendo el desarrollo y aprobación de los diferentes métodos patentados de enfriamiento del cuero cabelludo que existen en la actualidad [11][25].

Hoy en día conviven en el mercado multitud de alternativas para tratar de evitar o reducir la caída del cabello inducida por la quimioterapia. Algunas de las más destacadas son los Penguin Cold Caps y el DigniCap System, cuya seguridad y eficacia han sido de sobra testadas, y sobre los cuales se establecerán las bases para el desarrollo de la alternativa sometida a estudio en este documento. A continuación, se detallarán sus principales características y principios de funcionamiento.

4.1.1. Penguin Cold Caps.

Los Penguin Cold Caps son unos gorros compuestos fundamentalmente por un plástico hipoalergénico de uso médico, el cual está en contacto directo con el cuero cabelludo del paciente durante el tratamiento. Su cara exterior, la que no está en contacto con la cabeza, se encuentra cubierta por un tejido de nylon azul, material que también da forma a unas correas elásticas que permiten una mejor sujeción del gorro a la cabeza del paciente. Todos los componentes y bordes del gorro están sellados utilizando la técnica de soldadura por radiofrecuencia, dando lugar a un diseño sin costuras que evita el riesgo de transmisión de patógenos de unos usuarios a otros, ya que estas zonas son habitualmente propensas a la acumulación de estos.



Figura 4.2. Superficie interior (directamente en contacto con la cabeza del paciente) de los Penguin Cold Caps.

FUENTE: www.dailycamera.com.

En su interior, los Penguin Cold Caps están rellenos de un gel refrigerante patentado, “Crylon gel”, responsable de la absorción y posterior transferencia del frío a la cabeza del paciente. Para alcanzar las temperaturas óptimas requeridas durante el tratamiento los gorros son introducidos en unos congeladores especiales capaces de enfriar el gel a temperaturas de entre $-9,4$ y $-4,4^{\circ}\text{C}$. Una vez alcanzadas, son trasladados al lugar donde se encuentra el paciente dentro de unos recipientes individuales pensados para mantener su temperatura y evitar la posibilidad de que puedan ser contaminados en el trayecto.

La cantidad y distribución del gel refrigerante por el interior del gorro ha sido estudiada rigurosamente con el objetivo de proporcionar un enfriamiento uniforme del cuero cabelludo en todo momento, reforzando su presencia en los puntos calientes de la

cabeza, coincidentes con las zonas de paso de las ramificaciones derivadas de la arteria occipital. La Figura 4.3 recoge de forma simplificada la composición y el concepto básico de funcionamiento de los Penguin Cold Caps.

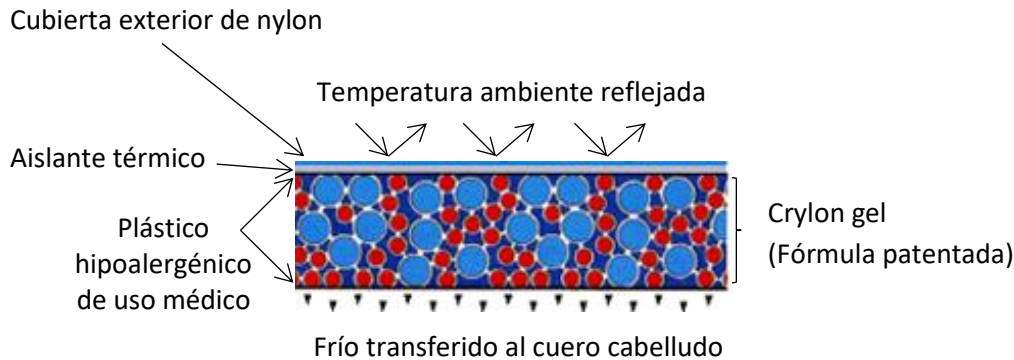


Figura 4.3. Esquema con los componentes y el principio básico de funcionamiento de los Penguin Cold Caps.

FUENTE: Elaboración propia. Imagen: www.penguincoldcaps.com.

A pesar de que son bastante robustos (peso aproximado de 1,5 kilogramos), tanto sus materiales de construcción como el gel refrigerante de su interior han sido probados para permanecer flexibles incluso a temperaturas de -32°C (mucho más bajas que las necesarias para el tratamiento). Además, todos sus componentes han recibido la aprobación de la FDA que los certifica como materiales autorizados de uso médico, no son tóxicos y permiten una sencilla limpieza y desinfección tras cada uso. Estos gorros están pensados para ser cómodos y duraderos, e incluso, están disponibles en varios tamaños estándar con el objetivo de mejorar más si cabe su ajuste a las diferentes formas y tamaños posibles que puede adoptar la cabeza del paciente.

El principal inconveniente que presentan los Penguin Cold Caps es que tan solo son capaces de mantener la temperatura óptima para el tratamiento durante un tiempo limitado que gira en torno a los 30 minutos, y, una vez cumplido, el gorro debe ser reemplazado por otro para continuar con el tratamiento. Además, al colocar el gorro sobre la cabeza del paciente directamente a la temperatura fría requerida para el tratamiento, no existe un periodo previo de adaptación a este frío extremo que evite el fuerte contraste térmico al que se ve sometido el usuario de manera repentina [25].

4.1.1.1. Recorrido histórico.

En 1987, Frank Fonda (un empresario residente en Londres) comenzó a estudiar los posibles beneficios derivados del empleo de terapias basadas en la hipotermia para combatir la caída del cabello en pacientes que recibían tratamientos de quimioterapia. Años más tarde, como resultado de su investigación, un primer dispositivo de enfriamiento del cuero cabelludo (prototipo inicial) fue sometido a varias pruebas en los principales hospitales de Londres. Su éxito, hizo que en 1998 Frank Fonda fundara la empresa MSC (Medical Specialties of California) con el objetivo de desarrollar definitivamente un sistema especializado de enfriamiento del cuero cabelludo que consiguiera impedir o reducir la alopecia inducida por la quimioterapia en pacientes de todo el mundo.



Actualmente, esta tecnología acumula ya más de veinte años de experiencia y desarrollo, y su eficacia ha sido probada en multitud de ensayos clínicos. A lo largo de los años, se han comercializado varias generaciones de estos Penguin Cold Caps, cada vez más eficaces, mejor contruidos y de mayor calidad, derivando finalmente en el modelo actual, convertido hoy en día en una de las alternativas más competitivas y aceptadas en todo el mundo para este tipo de tratamientos [25].



Figura 4.4. Paciente utilizando los Penguin Cold Caps. **FUENTE:** www.self.com.

4.1.1.2. Ensayo clínico.

En abril del año 2000 se publicaron los resultados de un ensayo clínico que trataba de comprobar la eficacia de los Penguin Cold Caps para prevenir la alopecia inducida por la quimioterapia. El ensayo consistía en realizar un seguimiento a un grupo de 70 pacientes que iban a recibir diferentes tipos de quimioterapia y que adicionalmente, se iban a someter al tratamiento de enfriamiento del cuero cabelludo utilizando este sistema. Para ello, antes, durante y después de cada infusión, el cuero cabelludo de los pacientes se mantuvo por debajo de los 15°C gracias a los Penguin Cold Caps, que iban siendo sustituidos aproximadamente cada media hora.

De los 70 pacientes que se prestaron inicialmente, terminaron el tratamiento 57, de los cuales, el 81% consiguieron eliminar o disminuir satisfactoriamente (en al menos un 50%) la pérdida de cabello. En líneas generales, los pacientes toleraron bien el tratamiento, no obstante, algunos notificaron la aparición de determinados efectos adversos como dolor de cabeza, escalofríos, mareos o dolor de la piel del cuero cabelludo, provocados por el fuerte contraste térmico al que se veía sometida la cabeza del paciente de forma repentina al utilizar el gorro. Pese a que ninguno de estos síntomas fue clasificado como un peligro grave, algunas personas decidieron interrumpir su tratamiento por estos motivos.

El ensayo sirvió también para comprobar que el éxito del tratamiento depende en gran medida del tipo, la dosis y la combinación de fármacos empleados en las infusiones de quimioterapia, como se muestra en la Figura 4.5, donde se compara el porcentaje de pacientes que experimentaron una caída de su cabello igual o inferior al 50% (en azul), respecto de aquellos que sufrieron una caída superior al 50% (en rojo), en función del tipo o combinación de fármacos recibidos en sus tratamientos de quimioterapia [25].

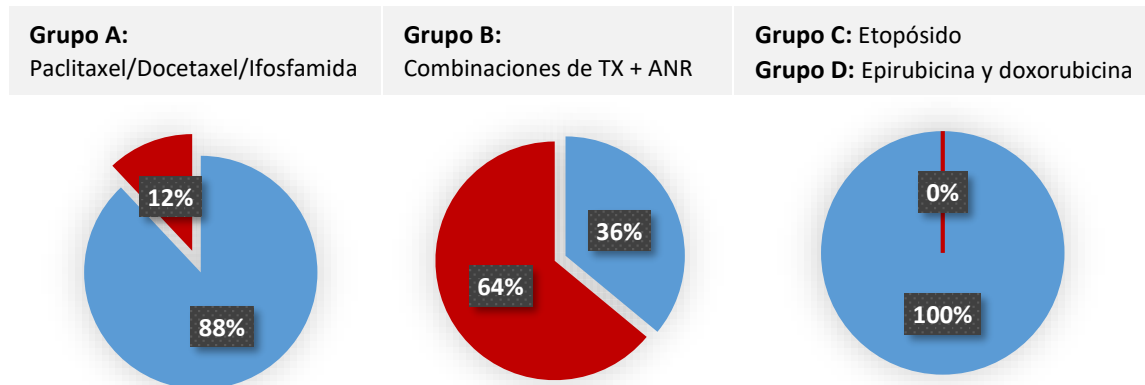


Figura 4.5. Porcentajes de éxito (azul) y fracaso (rojo) del tratamiento con los Penguin Cold Caps, en función del tipo de quimioterapia empleada. **FUENTE:** Elaboración propia. Datos: www.penguincoldcaps.com.

4.1.2. DigniCap System.

El dispositivo DigniCap está compuesto por un gorro de silicona que es alimentado en todo momento a través de una unidad de refrigeración y control, encargada de mantenerlo a una temperatura constante de entre 3 y 5°C. Gracias a ello, se consigue enfriar el cuero cabelludo del paciente hasta alcanzar una temperatura de entre 10 y 15°C, la cual debe mantenerse constante durante todo el tratamiento. Este sistema de enfriamiento permite eliminar la necesidad de utilizar varios gorros durante cada sesión, siendo esta la primera gran diferencia que presenta con respecto a los Penguin Cold Caps anteriores.



Figura 4.6. Elementos constituyentes de un dispositivo DigniCap. **FUENTE:** Elaboración propia. Imagen: www.dignicap.com.



Otra de las principales novedades que incorpora este dispositivo, es la utilización de un sistema de retroalimentación basado en tres sensores patentados repartidos estratégicamente por el gorro de silicona. Estos permiten monitorizar y controlar el tratamiento a tiempo real, consiguiendo automatizar gran parte del proceso a través de un software incorporado en la unidad de enfriamiento. De esta manera, tanto el paciente como el personal médico que le asiste no tienen que preocuparse de nada una vez hayan introducido en el dispositivo unos sencillos parámetros iniciales como, la duración del tratamiento o la temperatura fría requerida (ambos inputs irán en función de las características de la quimioterapia que el paciente esté recibiendo).

En la Figura 4.6 aparecen nombradas las principales partes que componen el dispositivo DigniCap, cuyas particularidades se detallarán a continuación:

- **La unidad de enfriamiento móvil:** Tiene como misión proporcionar al gorro de silicona la potencia refrigerante necesaria para que este alcance una temperatura fría, constante y suficiente, que garantice la eficacia del tratamiento. El sistema de sensores patentados ubicados en el gorro proporciona continuamente información acerca de las temperaturas alcanzadas en distintos puntos de este, permitiendo que la unidad de enfriamiento sea capaz de detectar y corregir de forma automática, por software, las desviaciones que pudieran aparecer en un momento determinado con respecto a la temperatura óptima de tratamiento.

Este control por software permite además que, al comienzo de cada sesión, la unidad de enfriamiento aporte la potencia refrigerante necesaria para alcanzar la temperatura óptima del tratamiento de forma gradual, consiguiendo un mayor confort y una mejor adaptación del paciente a las temperaturas extremas requeridas, evitando los efectos adversos derivados de los grandes contrastes térmicos repentinos que las anteriores tecnologías causaban por aplicación directa del frío necesario para el tratamiento. Del mismo modo, una vez finalizada la sesión, la temperatura del gorro aumenta gradualmente hasta alcanzar la del ambiente.

En su parte superior, la unidad de enfriamiento cuenta con una pantalla digital táctil que facilita la interacción con el software del sistema, simplificando al máximo su uso y mostrando en todo momento la información proporcionada por los sensores (Figura 4.7).



Figura 4.7. Pantalla táctil incorporada en la unidad de enfriamiento DigniCap. **FUENTE:** www.dignicap.com.

En caso de existir algún contratiempo durante el transcurso del tratamiento, el software se encarga de mostrar en pantalla una serie de alarmas que permiten identificar y corregir el problema de manera sencilla. Sin embargo, si el problema es grave, el sistema interrumpirá el tratamiento de manera automática mostrando en la pantalla el motivo del fallo (por ejemplo, temperatura por debajo del punto de congelación).

Cabe añadir que cada unidad de enfriamiento permite conectar hasta dos gorros de silicona al mismo tiempo, de manera que puede ser utilizada por dos pacientes de forma simultánea (incluso si estos necesitan potencias refrigerantes distintas), pudiendo controlar cada tratamiento de manera individual.

- **El gorro o tapa de silicona:** Se coloca directamente sobre el cuero cabelludo del paciente, y es el encargado de transmitir el frío que se necesita aplicar en la zona a tratar de manera óptima durante todo el tratamiento. Para ello, se utilizan gorros de silicona cuya superficie interior, completamente lisa, contribuye a garantizar que exista en todo momento un contacto directo con la superficie del cuero cabelludo, evitando el riesgo de puedan aparecer pequeñas bolsas de aire entre la tapa y la cabeza que dificulten la transmisión del frío, y, por tanto, la eficacia del tratamiento.

Su apariencia exterior se podría asemejar a la de los gorros de silicona utilizados en natación, aunque es sensiblemente más grueso y deja las orejas al aire. No obstante, si observamos su diseño interior, comprobamos que está compuesto por una serie de canales dispuestos recordando la estructura de un laberinto, a través de los cuales, circulará un fluido refrigerante que será bombeado desde la unidad de refrigeración a la temperatura óptima de tratamiento (Figura 4.8).

Dicho fluido irá incrementando su temperatura a medida que circula a través del gorro, ya que irá absorbiendo el calor cedido por la cabeza del paciente, y, por tanto, necesitará ser devuelto a la unidad de refrigeración para volver a adquirir la temperatura óptima antes de ser recirculado.

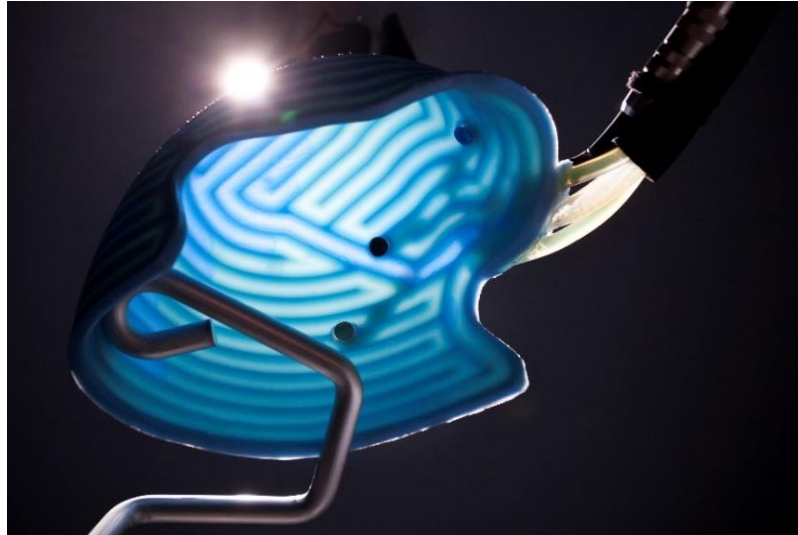


Figura 4.8. Diseño interior del gorro de silicona, DigniCap. **FUENTE:** www.dignicap.com.

Con el objetivo de garantizar un enfriamiento uniforme de todo el cuero cabelludo, el gorro de silicona está compuesto por **dos circuitos cerrados independientes**: un circuito de refrigeración frontal y un circuito de refrigeración posterior. Ambos circuitos están alimentados por separado, permitiendo reducir el área que cada uno de ellos debe enfriar y la distancia que el fluido refrigerante debe recorrer a través de estos canales antes de volver a la unidad de enfriamiento.

Además, como ya hemos adelantado anteriormente, el gorro de silicona incorpora un **sistema de sensores patentados** (Figura 4.9), formado por:

- **Dos sensores de temperatura:** Uno de ellos ubicado en la parte frontal del gorro (circuito de refrigeración frontal) y el otro, en la parte posterior (circuito de refrigeración posterior). Tienen la misión de medir continuamente el valor de la temperatura alcanzada en la zona del gorro en la que se encuentran y trasladar esta información al sistema (unidad de enfriamiento), de forma que este, como hemos explicado anteriormente, sea capaz de detectar y corregir en cada instante todas aquellas desviaciones de la temperatura que se puedan producir durante el tratamiento en uno u otro circuito.
- **Un sensor de seguridad:** Situado aproximadamente en la parte central del gorro (a la altura de la coronilla), funciona de manera similar a los anteriores, pero en este caso, su misión fundamental es la de garantizar que la temperatura del cuero cabelludo nunca baje de los 0°C (punto de congelación). Y, en caso de que así sea, detener el tratamiento mostrando la alarma correspondiente en la pantalla.

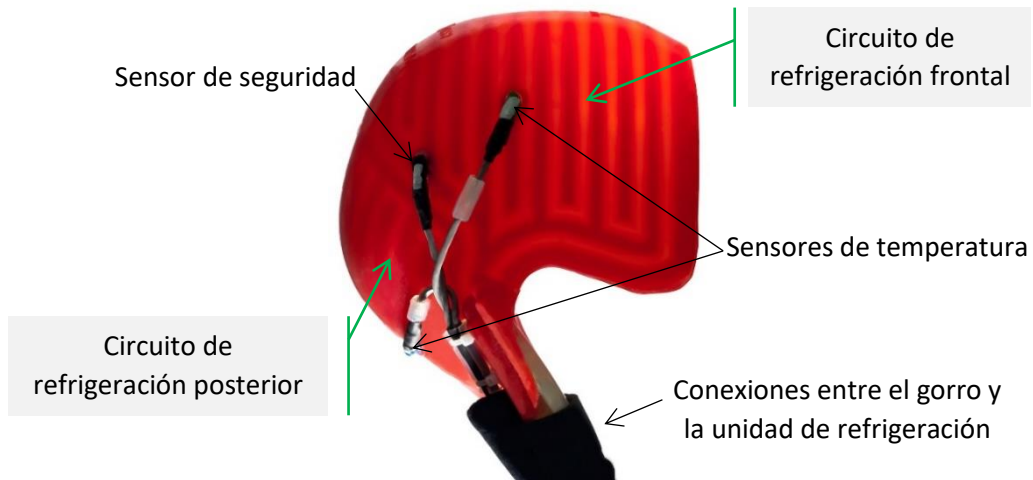


Figura 4.9. Componentes del gorro de silicona DigniCap. **FUENTE:** Elaboración propia. Imagen: www.dignicap.com.

- **El gorro de neopreno:** Se coloca sobre el gorro de silicona para proporcionar un mejor ajuste de este a la cabeza del paciente, garantizando que se encuentre fijo, bien orientado y colocado durante todo el proceso. Además, el neopreno es un material que se mantiene flexible incluso a las extremas temperaturas alcanzadas y actúa como aislante térmico reduciendo las pérdidas de frío al exterior. Tanto las tapas de silicona como los gorros de neopreno se han diseñado en cuatro tamaños distintos, tratando de que el paciente pueda elegir el que mejor se ajuste a la forma y tamaño de su cabeza (Figura 4.10) [10] [11].



Figura 4.10. Gorros de neopreno de diferentes tamaños DigniCap. **FUENTE:** www.dignicap.com.



4.1.2.1. Cuadro de especificaciones técnicas.

En la Tabla 4.1 aparecen resumidas las principales especificaciones técnicas del dispositivo DigniCap [10]:

Tabla 4.1. Especificaciones técnicas del dispositivo DigniCap. **FUENTE:** Elaboración propia. Datos: www.dignicap.com.

ESPECIFICACIONES TÉCNICAS	
Dimensiones - Ud. de Enfriamiento -	60 x 64 x 110 (cm)
Peso - Tanque Vacío -	75 kg (aprox.)
Movilidad	Dispone de ruedas
Alimentación	115 VAC
Intensidad Máxima	16 A
Alarmas	Nivel bajo de refrigerante Temperatura fuera de rango DigniCap no conectado Pausa (t > 8 min.) Temperatura deseada en el tanque no alcanzada Temperatura del tanque demasiado alta Temperatura del tanque demasiado baja (t < -10°C) Sensor en mal funcionamiento Contacto defectuoso del cable del sensor Indicador de servicio Fallo del sistema Sistema de seguridad
Condiciones de Operación	Temperatura: 17 - 30°C Humedad Relativa: 30 - 90% Altitud ≤ 2000 m
Unidad de Refrigeración	Sellada herméticamente Refrigerante empleado: R404A sin CFC
DigniCool - Refrigerante -	Monopropilenglicol diluido Baja toxicidad en condiciones normales de uso Material combustible y un leve irritante ocular MSDS (Material Safety Data Sheet) disponible
Capacidad del Tanque Refrigerante	8,5 L
Material del Gorro	Silicona: Parte interior Neopreno: Parte exterior
Sensores en el Gorro	2 sensores de temperatura 1 sensor de seguridad



4.1.2.2. Principio teórico de funcionamiento: Ciclo de refrigeración.

El dispositivo DigniCap permite enfriar el cuero cabelludo de los pacientes hasta temperaturas de entre 10 y 15°C gracias a la actuación de dos sustancias refrigerantes que intercambian calor entre sí en el interior de la unidad de enfriamiento. Estos son, el monopropilenglicol diluido y el R404A, cada uno de ellos actúa dentro de un circuito cerrado independiente.

Por un lado, como se ha explicado anteriormente, el **gorro o tapa de silicona** está compuesto por dos circuitos cerrados independientes (**circuito de refrigeración frontal y posterior**), ambos recorridos por un fluido refrigerante compuesto por **monopropilenglicol diluido**. Este es el encargado de transferir directamente a la cabeza del paciente el frío necesario que permita mantener en todo momento el cuero cabelludo a la temperatura óptima de tratamiento, garantizando su eficacia. Para ello, la temperatura de operación de este fluido refrigerante deberá mantenerse continuamente entorno a los 3–5°C durante el tratamiento.

Con este propósito, dado que el monopropilenglicol diluido irá aumentando su temperatura a medida que vaya absorbiendo el calor disipado por la cabeza del paciente, una vez recorra todo el gorro de silicona, será necesario devolverlo a la unidad de enfriamiento donde este alcanzará de nuevo la temperatura óptima de tratamiento antes de ser recirculado. Para conseguirlo, la **unidad de enfriamiento** estará dotada de un **circuito cerrado de refrigeración por compresión de vapor**, donde un segundo fluido refrigerante, el **R404A**, a través de una serie de cambios de estado (líquido-vapor y vapor-líquido), tendrá la misión de transferir el frío necesario para que el monopropilenglicol diluido vuelva a alcanzar la temperatura óptima de tratamiento antes de retomar los circuitos que recorren el gorro de silicona [10][11].

Como se explicará más adelante, el calor se transmite sin necesidad de ningún tipo de aporte externo, de las zonas de mayor temperatura a las zonas de menor temperatura. Sin embargo, en este caso sucede lo contrario, es decir, se necesita transmitir calor de un fluido refrigerante a menor temperatura (R404A) a otro que se encuentra a una mayor temperatura (monopropilenglicol diluido). Para que esto suceda, será necesario un aporte de energía suministrado por una máquina térmica inversa o refrigerador (unidad de enfriamiento del dispositivo DigniCap) cuyo funcionamiento se basa en un ciclo de refrigeración por compresión de vapor, el cual está compuesto por las siguientes etapas (Figura 4.11):

- **Etapas 1-2.** En esta primera etapa, el R404A en forma de vapor saturado, se introduce en un **compresor** encargado de aumentar (a entropía constante) su presión y temperatura hasta valores de sobrecalentamiento. Dicho compresor estará accionado por un motor cuya potencia requerida dependerá de las necesidades de enfriamiento del sistema.
- **Etapas 2-3.** Una vez abandona el compresor, el R404A en forma de vapor recalentado se hará pasar por un **condensador** donde se verá sometido a un primer cambio de fase vapor – líquido (a temperatura constante). Para que esto suceda, en su interior se produce un intercambio de calor entre el vapor

refrigerante a alta presión y temperatura, y una corriente externa al ciclo (aire a temperatura ambiente) a la cual cederá calor hasta condensarse. Por tanto, para garantizar que este intercambio sea eficaz, debe cumplirse la siguiente condición: $T_{\text{vapor recalentado}} \gg T_{\text{ambiente}}$.

- **Etapa 3-4.** A la salida del condensador, ya en estado líquido (líquido saturado), el R404A se hace pasar a través de una **válvula de expansión** (isoentálpica) encargada de disminuir su presión y temperatura hasta los valores mínimos requeridos a la entrada del evaporador (proceso contrario al ocurrido en el compresor).
- **Etapa 4-1.** Finalmente, el R404A a muy baja presión y temperatura es introducido en un **evaporador** donde sufre un segundo cambio de fase, en este caso líquido – vapor (a T constante). Para conseguirlo, el R404A absorberá el calor cedido por el monopropilenglicol diluido que circula a contracorriente a través del evaporador sin que exista contacto directo entre ambas sustancias ($T_{\text{monopropilenglicol}} \gg T_{\text{R404A}}$). Este intercambio de calor provocará un doble efecto a la salida del evaporador: por un lado, el R404A habrá recuperado su estado inicial de vapor saturado y se encontrará en disposición de comenzar de nuevo el ciclo, mientras que, por otro lado, el monopropilenglicol diluido habrá conseguido disminuir su temperatura hasta alcanzar la temperatura óptima de tratamiento, y, por tanto, estará listo para volver a realizar con éxito su acción refrigerante sobre el cuero cabelludo del paciente.

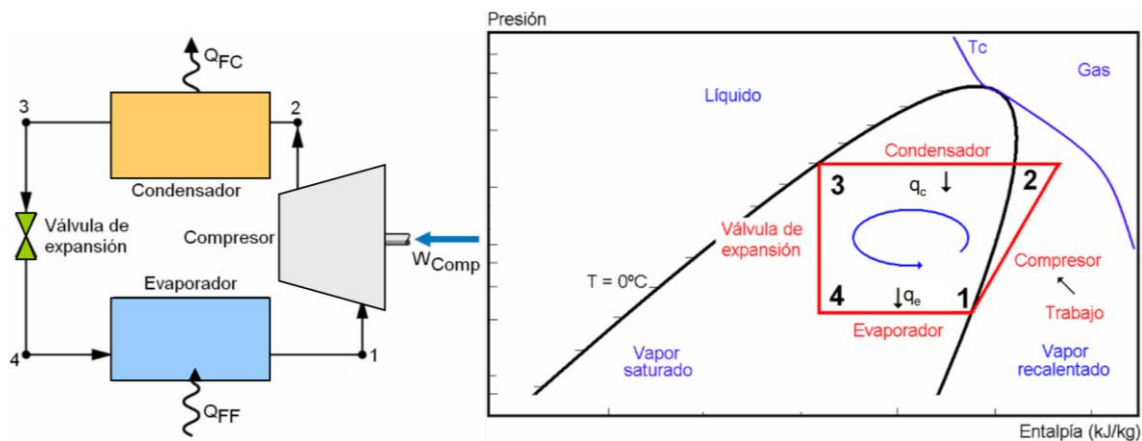


Figura 4.11. Ciclo ideal de refrigeración por compresión de vapor. **FUENTE:** Apuntes de la asignatura Transformación y Uso Eficiente de la Energía. Grado en ingeniería de los Recursos Energéticos. UNICAN.

El rendimiento de este ciclo de refrigeración por compresión de vapor viene determinado por el COP (Coefficient of Performance), que en este caso se podrá definir como:

$$COP = \frac{Q_{\text{extraído evaporador}}}{W_{\text{compresor}}} = \frac{Q_{FF}}{W_{\text{comp}}} \frac{h_1 - h_4}{h_2 - h_1} \quad (1)$$



Donde h_1 , h_2 y h_4 son las entalpías, en kJ/kg, alcanzadas por el refrigerante R404A en los puntos 1, 2 y 4 del ciclo. Por otro lado, el calor cedido por el refrigerante al ambiente en el condensador, se podrá cuantificar como:

$$Q_{FC} = h_2 - h_3 \quad (2)$$

Donde h_2 y h_3 son las entalpías alcanzadas por el R404A a la entrada y salida del condensador respectivamente.

No obstante, hay que tener en cuenta que toda esta explicación se ha realizado considerando un ciclo ideal de refrigeración por compresión de vapor. Por tanto, es necesario mencionar las diferencias que existen entre el caso real y el caso ideal, las cuales principalmente residen en una serie de irreversibilidades que tienen lugar en varios de sus componentes, habitualmente causadas por la fricción del fluido y la transferencia de calor hacia o desde los alrededores (Figura 4.12). Algunas de las más importantes son:

- **Influencia de las irreversibilidades en el compresor y la válvula de expansión:** En el ciclo ideal el proceso de compresión es isoentrópico (entropía entre los puntos 1 y 2 constante), algo que en la realidad no ocurre debido a que la fricción del fluido provoca un incremento de la entropía. Además, un posible intercambio de calor con el exterior también puede aumentar o disminuir la entropía, en función de la dirección. Esto dará lugar a que el punto 2 del ciclo real tenga una mayor entropía con respecto a su correspondiente en el ciclo ideal, al que pasaremos a llamar 2s. Debido a esto, el trabajo necesario para la compresión será mayor en el ciclo real, siendo el rendimiento del compresor:

$$\eta_{compresor} = \frac{W_{ideal}}{W_{real}} = \frac{h_{2s} - h_1}{h_2 - h_1} \quad (3)$$

Por otro lado, estos efectos de fricción y de transferencia de calor a los que se ve sometido el refrigerante, provocarán también que el proceso de expansión no sea realmente isoentálpico, por lo que existirá cierta variación de la entalpía entre los puntos 3 y 4 del ciclo.

- **Influencia de las irreversibilidades en el evaporador:** Dado que prácticamente es imposible conseguir en la práctica la precisión necesaria para que el refrigerante se encuentre a la salida del evaporador en forma de vapor saturado, en el ciclo real se provoca un ligero sobrecalentamiento del refrigerante en este punto, garantizando la evaporación completa del mismo y, por tanto, el buen funcionamiento del compresor. Por otro lado, debido a que el refrigerante sufre habitualmente caídas de presión y una cierta ganancia de calor no deseable al recorrer las conexiones entre el evaporador y el compresor, su volumen específico se verá incrementado y, como consecuencia, la potencia requerida al compresor para que el refrigerante pueda alcanzar las condiciones necesarias a la salida (entrada al condensador), será mayor.

- Influencia de las irreversibilidades en el condensador:** En el caso ideal, el refrigerante sale del condensador en forma de líquido saturado, sin embargo, esto requiere una precisión imposible de alcanzar en la práctica. En el ciclo real, con el objetivo de garantizar que el refrigerante se encuentre completamente en estado líquido antes de ser introducido en la válvula de expansión (para evitar que se reduzca su capacidad de absorción de calor), este es sometido a un proceso de subenfriamiento. Como consecuencia, la entalpía del refrigerante a la entrada de la válvula de estrangulamiento será menor, consiguiendo finalmente incrementar la capacidad de absorción de calor (mayor efecto refrigerante). Además, en el ciclo ideal el refrigerante sale del condensador a la presión de salida del compresor, algo que en la práctica no ocurre debido a que es inevitable que se produzcan caídas de presión en el propio condensador y en las conexiones entre el compresor y la válvula de estrangulamiento [22].

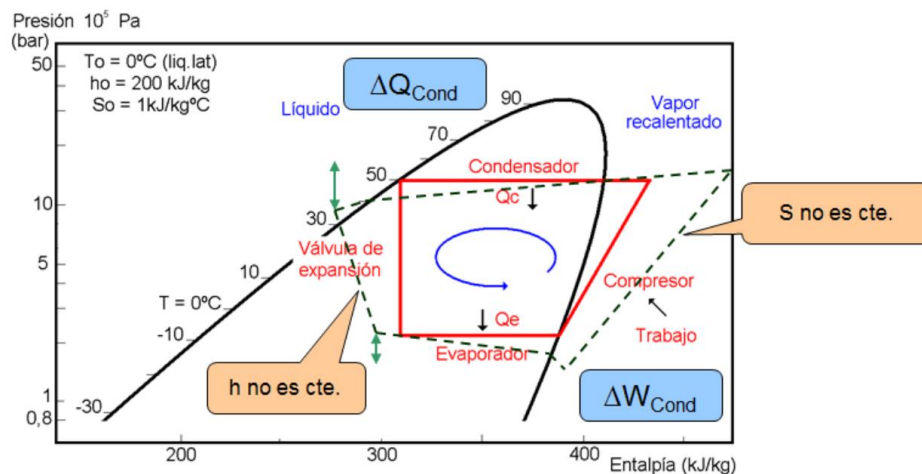


Figura 4.12. Ciclo real de refrigeración por compresión de vapor. **FUENTE:** Apuntes de la asignatura Transformación y Uso Eficiente de la Energía. Grado en ingeniería de los Recursos Energéticos. UNICAN.

4.1.2.3. Recorrido histórico.

En los años 90, de forma paralela a los descubrimientos que estaban teniendo lugar en materia de enfriamiento del cuero cabelludo, la enfermera oncológica Yvonne Olofsson, comenzó a investigar la posibilidad de dar con un método más avanzado y efectivo que pudiera ser patentado para su uso en los centros médicos donde los pacientes recibían sus tratamientos de quimioterapia.

Con este propósito, en el año 1999 Yvonne Olofsson con ayuda del ingeniero John Kern desarrollaron en Suecia el primer prototipo de DigniCap. A partir de ese momento, el dispositivo fue incorporando diversas mejoras y avances tecnológicos al mismo tiempo que también se veía sometido a multitud de investigaciones y ensayos clínicos, que finalmente, le permitieron convertirse en el primer sistema de enfriamiento del cuero cabelludo que recibía el reconocimiento de la FDA.



Pese a que a partir del año 2001 el DigniCap comenzó su expansión mundial, no fue hasta diciembre de 2015, tras un ensayo clínico multicéntrico crucial, cuando la FDA reconoció al DigniCap como un método seguro y eficaz para reducir la alopecia provocada por el tratamiento de quimioterapia en mujeres diagnosticadas con cáncer de mama. Este reconocimiento fue reforzado y ampliado en julio de 2017, cuando este mismo órgano autorizó su uso en pacientes (hombres y mujeres) diagnosticados de cualquiera de los diferentes tipos de tumores sólidos, los cuales necesitaban recibir tratamientos de quimioterapia para combatirlos, ampliando su campo de aplicación a pacientes diagnosticados de cáncer de próstata, ovario, útero o pulmón, entre otros.

La Figura 4.13 resume cronológicamente los principales hitos alcanzados por el DigniCap en las últimas décadas hasta convertirse en la actualidad, en un método seguro y eficaz para contribuir a mejorar la calidad de vida de las personas con cáncer [10]:

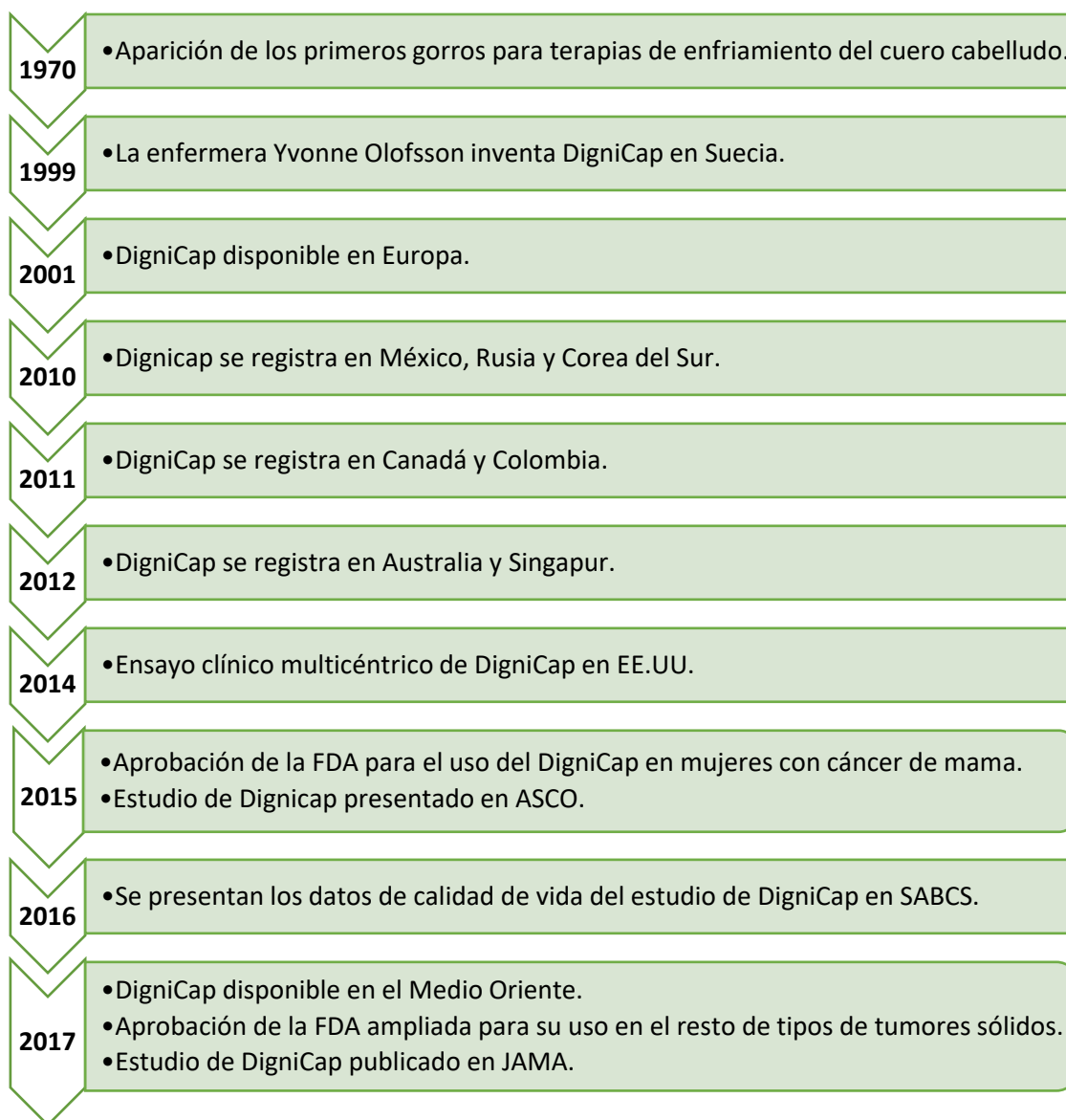


Figura 4.13. Evolución histórica del dispositivo DigniCap. **FUENTE:** Elaboración propia. Datos: www.dignicap.com.



La empresa que ha hecho posible el desarrollo y la posterior fabricación y comercialización del dispositivo DigniCap se denomina Dignitana AB, la cual dedica su actividad al desarrollo de dispositivos de tecnología médica y cuya sede central se encuentra en Lund (Suecia), aunque su principal centro de operaciones está localizado en Dallas (Texas, EE. UU.) [11].

4.1.2.4. Principales ensayos clínicos.

En la Figura 4.13 mostrada anteriormente aparecen algunas de las investigaciones y ensayos clínicos que resultaron fundamentales para que el DigniCap finalmente obtuviera, por partida doble, la aprobación de la FDA para su uso en pacientes diagnosticados de algún tipo de tumor sólido con el objetivo de tratar la alopecia inducida por sus tratamientos de quimioterapia. A continuación, se resume en que consistió cada uno de ellos y cuáles fueron los resultados obtenidos:

a) Ensayo clínico multicéntrico aplicando el tratamiento en mujeres con cáncer de mama en las etapas I y II de la enfermedad, para comprobar la eficacia y seguridad del dispositivo DigniCap.

Entre agosto de 2013 y octubre de 2014, el dispositivo DigniCap fue sometido a un ensayo clínico multicéntrico crucial para obtener la aprobación de la FDA (que finalmente llegaría en diciembre del 2015). El objetivo fundamental era determinar la seguridad y eficacia de este sistema de enfriamiento del cuero cabelludo para disminuir la pérdida de cabello inducida por determinados fármacos quimioterápicos, en este caso, empleados para combatir el cáncer de mama en etapas tempranas. Adicionalmente, se realizó un seguimiento acerca de cómo afectaba el uso del DigniCap a la calidad de vida de las pacientes.

Para realizar el estudio se contó con la colaboración de cinco de los centros médicos más prestigiosos de los EE. UU. que aportaron una muestra de 117 voluntarias, diagnosticadas de cáncer de mama en etapas tempranas, quienes necesitaban someterse al menos a cuatro ciclos de quimioterapia en un periodo de tiempo promedio de 2,3 meses. Las mujeres que participaron en el estudio tenían una edad media de 53 años (28 la más joven y 77 la más mayor), el 77,4% eran caucásicas, el 10,6% afroamericanas y el 9,4% asiáticas.

De todas ellas, 101 se sometieron simultáneamente al tratamiento con DigniCap. Las 16 restantes formaron parte del grupo de control que no utilizó este sistema de enfriamiento del cuero cabelludo.

Resultados del estudio:

Se demostró que, pasadas cuatro semanas de haber recibido el último ciclo de quimioterapia, el 66,3% de las pacientes que utilizaron DigniCap evitaron la pérdida del cabello en al menos un 50%. Por otro lado, las pacientes del grupo de control (que no utilizaron este sistema), comenzaron a notar la pérdida del cabello al recibir un promedio de 1,5 ciclos de quimioterapia, llegando finalmente a perder más del 50% de su cabello al completar el tratamiento. El grosor del cabello, el historial previo de quimioterapia, la edad, el índice de masa corporal, el empleo previo de terapias



hormonales sustitutivas o el estado menopáusico de las pacientes, no fueron relevantes a la hora de determinar el éxito del tratamiento con DigniCap.

Además, en un principio se pudo negar una posible relación entre el empleo de estas técnicas y la aparición de metástasis en el cuero cabelludo, mediante un seguimiento realizado durante aproximadamente dos años tras recibir la última dosis de quimioterapia. No obstante, este seguimiento continúa activo hoy en día, tratando de ver posibles efectos adversos relacionados con el tratamiento a más largo plazo.

Por norma general, las pacientes manifestaron tolerar bien el tratamiento. El dolor de cabeza leve o los escalofríos durante el periodo de enfriamiento fueron las afecciones más denunciadas por las pacientes que colaboraron con el estudio, aunque esto no las impedía continuar utilizando el dispositivo. Solamente tres mujeres interrumpieron de manera definitiva su tratamiento debido a la incomodidad que las generaba la aplicación del frío, y seis más, alegaron reacciones adversas tales como, malestar o dolor de cabeza, picores y dolor en la piel de la zona sensible. Todas ellas fueron clasificadas como leves.

Conclusiones del estudio:

- Se demostró que el sistema DigniCap es altamente eficaz para reducir la alopecia provocada por la quimioterapia. El 66,3% de los pacientes con cáncer de mama que se sometieron a este tratamiento durante los ciclos de quimioterapia, evitaron la caída del cabello en al menos un 50% pasadas cuatro semanas de la última dosis, mientras que todos los que no utilizaron el DigniCap experimentaron una caída significativa del cabello.
- El tratamiento es seguro (en principio no produce riesgo de aparición de metástasis en el cuero cabelludo) y su tolerancia es aceptable (no produce efectos secundarios graves).

Los buenos resultados arrojados por el estudio hicieron que el DigniCap se convirtiese en el primer sistema de enfriamiento del cuero cabelludo que recibía la autorización de los Estados Unidos para su uso (la FDA lo aprobó en diciembre de 2015).

El estudio fue publicado en JAMA, la revista médica estadounidense de más amplia difusión en todo el mundo, el 14 de febrero de 2017, bajo el título *“Association Between Use of a Scalp Cooling Device and Alopecia After Chemotherapy for Breast Cancer”* [29].

b) Investigación acerca de cómo afecta el tratamiento a la calidad de vida de las pacientes.

Este estudio se llevó a cabo de forma paralela al ensayo clínico multicéntrico anterior, tomando como base la misma muestra de pacientes para realizar un seguimiento sobre cómo evolucionaba su calidad de vida a lo largo del tratamiento. Para ello, se comparó la calidad de vida que tuvieron las mujeres que decidieron tratarse con DigniCap frente a la experimentada por el grupo de control, formado por quienes prefirieron no utilizar el dispositivo durante el proceso.

La influencia del tratamiento sobre la calidad de vida de las pacientes se evaluó en tres momentos clave: al comienzo del estudio, al inicio del último ciclo de quimioterapia y



OPTIMIZACIÓN DE INSTRUMENTACIÓN PARA TRATAMIENTOS
TÉRMICOS DE USO MÉDICO

un mes después del mismo (para un seguimiento promedio de 29,5 meses). Para estas evaluaciones, las voluntarias completaban unos cuestionarios con preguntas como las mostradas en la Figura 4.14, que en este caso, se corresponden con la evaluación realizada un mes después de la última infusión de quimioterapia.

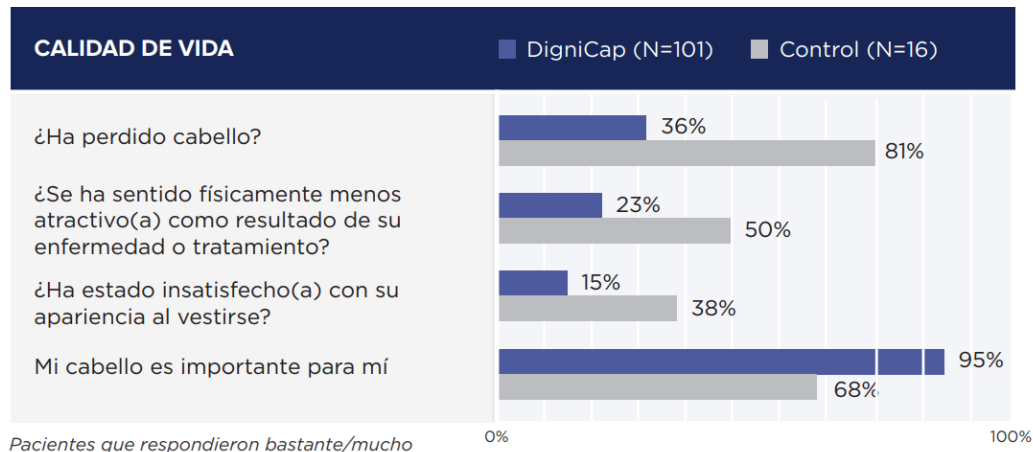


Figura 4.14. Respuestas sobre la calidad de vida tras el último ciclo de quimioterapia. **FUENTE:** www.dignicapglobal.com.

Conclusiones del estudio:

Aquellas pacientes que utilizaron el sistema de enfriamiento de cuero cabelludo DigniCap reduciendo con éxito la pérdida de cabello durante la quimioterapia (en más de un 50%), se mostraron muy satisfechas con la decisión de someterse al tratamiento, fundamentalmente debido a la cantidad y calidad del cabello que atesoraban tras el proceso, sobre todo, en comparación con las personas que formaban el grupo de control. El éxito del tratamiento con DigniCap permitió que estas preservaran su identidad personal y su autoestima, además de conseguir una mayor intimidad con relación a su enfermedad, otorgándolas el poder de decisión a la hora de ponerla en conocimiento de según qué personas.

Los resultados del estudio se publicaron en colaboración con la AACR en el SABCS, en diciembre de 2016, bajo el título *“Body image in women with breast cancer using a scalp cooling system to reduce chemotherapy induced alopecia”*. La AACR, es la asociación profesional más antigua y grande del mundo relacionada con la investigación del cáncer. Mientras que, por otro lado, el SABCS es un importante simposio anual en el que se lleva a cabo un intercambio científico y clínico sobre los avances en investigación, diagnóstico y tratamiento del cáncer de mama [9].

c) Investigación sobre la probabilidad de desarrollar metástasis en el cuero cabelludo.

Una de las principales preocupaciones relacionadas con el empleo de tratamientos de enfriamiento del cuero cabelludo para evitar o reducir la alopecia producida por la quimioterapia, era saber si existía una posible relación entre el uso del DigniCap y un aumento de la probabilidad de sufrir metástasis en esta zona, ya que, debido al tratamiento, la acción de los fármacos quimioterápicos sobre las células del folículo piloso es mucho más débil, aumentando teóricamente este riesgo.



Desde que aparecieran este tipo de tratamientos han sido muchas las investigaciones realizadas con este propósito, sin ir más lejos, el estudio anteriormente citado, publicado el 14 de febrero de 2017 en la revista JAMA, ya concluyó que no existía ninguna evidencia que demostrara una posible relación entre el uso de estos tratamientos y la aparición de metástasis en el cuero cabelludo.

Más tarde, un estudio publicado también en 2017 vino a reforzar esta teoría. Para ello, se investigó la evolución del estado de salud, a lo largo de un tiempo promedio de 43,1 meses tras recibir su último ciclo de quimioterapia, de un grupo de 1.959 pacientes diagnosticadas de cáncer de mama que utilizaron DigniCap durante el tratamiento. Los datos obtenidos, se compararon con los arrojados por un grupo de 1.238 pacientes a lo largo de 87,4 meses de media tras recibir su última infusión, que no utilizaron ningún método para evitar la caída del cabello.

La investigación permitió confirmar que no existía ningún hecho que probara la existencia de una mayor probabilidad de desarrollar metástasis en el cuero cabelludo entre quienes utilizaron DigniCap, respecto de aquellos que no emplearon ningún sistema de enfriamiento del cuero cabelludo durante el proceso.

Sin embargo, ninguno de estos estudios se considera definitivo, dejando esta línea de investigación abierta con el objetivo de comprobar una posible incidencia a más largo plazo. Actualmente, el objetivo de estas investigaciones es comprobar la posible relación entre cada uno de los diferentes tipos de tumores sólidos y el riesgo de metástasis en el cuero cabelludo derivada del empleo de dispositivos como el DigniCap.

El estudio al que se hace referencia fue publicado en la revista académica *“Breast Cancer Research and Treatment”* bajo el título *“Scalp cooling with adjuvant/neoadjuvant chemotherapy for breast cancer and the risk of scalp metastases: systematic review and meta-analysis”* en junio de 2017 [30].

d) Investigación sobre la eficacia y seguridad del DigniCap para tratar tumores sólidos.

El principal propósito de esta investigación era saber si el DigniCap era igual de seguro y eficaz, tanto para su uso en pacientes con cáncer de mama, como para tratar la alopecia inducida por la quimioterapia en pacientes diagnosticados del resto de tipos de tumores sólidos. Por otro lado, también sirvió para comprobar si existía una relación entre el éxito del tratamiento con DigniCap y factores como, el tipo de sustancia, la dosis y combinación de citostáticos utilizados, la edad del paciente, el estado menopáusico, las comorbilidades sistémicas con medicamentos regulares relacionados (muy poco exploradas hasta este momento), la densidad y cuidado del cabello o el abuso de la nicotina. Para ello, se tomó una muestra de 226 pacientes diagnosticados con diversos tipos de tumores sólidos (donde 136 eran mujeres con cáncer de mama), que necesitaban recibir diferentes tratamientos de quimioterapia, y quienes se someterían al empleo del DigniCap durante el proceso. Sobre estos pacientes se investigaron los factores anteriormente mencionados, los cuales, salvo la densidad y el cuidado del cabello que no tuvieron ninguna relevancia, condicionaron en mayor o menor medida el éxito del tratamiento.



Finalmente, el 65% de los pacientes no mostró pérdida de cabello visible, sin embargo, el 28% sufrieron una pérdida igual o superior al 50%, optando por utilizar una peluca para disimular este efecto. El 7% restante no terminó el estudio. Los resultados obtenidos sirvieron para confirmar que el DigniCap es un método seguro y eficaz para combatir la alopecia inducida por la quimioterapia en pacientes que presentan este tipo de tumores. No obstante, su éxito estará condicionado fundamentalmente por el tipo y combinación de fármacos quimioterápicos empleados, y en menor medida, por el resto de los factores mencionados anteriormente.

Estos hallazgos se corresponden con los resultados del estudio presentado en la reunión de ASCO del año 2015. La American Society of Clinical Oncology, es una organización profesional que representa a médicos pertenecientes a todas las especialidades de oncología, con más de 30.000 miembros en todo el mundo, que establece los baremos para el tratamiento del cáncer a escala global, tratando de reunir todos los esfuerzos posibles para desarrollar tratamientos más efectivos, buscar financiación, y en definitiva, continuar con la lucha que permita conseguir acabar con la enfermedad.

Ese mismo año, el presente estudio fue publicado en la revista académica *"Oncology Research and Treatment"*, bajo el título *"The influence of various parameters on the success of sensor-controlled scalp cooling in preventing chemotherapy-induced alopecia"* [31].

4.1.3. Consideraciones adicionales.

A modo de resumen, los principales aspectos que deberán tener en cuenta aquellos pacientes que deseen someterse a este tipo de tratamientos para evitar o reducir la alopecia inducida por la quimioterapia, son los siguientes:

- Solamente podrán someterse al tratamiento aquellos pacientes diagnosticados de algún tipo de tumor sólido, y en ningún caso, si este se encuentra en fase de metástasis. Además, por lo general su uso no está autorizado para tratar a pacientes pediátricos por el momento.
- En ningún caso se garantiza que el paciente conservará la totalidad del cabello. El objetivo perseguido por el tratamiento es que este logre conservar como mínimo un 50% del mismo, por lo que inevitablemente existirá algún tipo de desprendimiento de cabello durante el proceso.
- Factores como, el tipo de sustancia, la dosis y combinación de citostáticos utilizados en la quimioterapia, la edad del paciente, el estado menopáusico, las comorbilidades sistémicas con medicamentos regulares relacionados o el abuso de la nicotina entre otros, pueden afectar en mayor o menor medida al éxito y eficacia del tratamiento, por lo que es importante considerar previamente con el oncólogo todos estos aspectos.
- Para poder lograr los resultados esperados, el paciente deberá someterse a la terapia de enfriamiento del cuero cabelludo durante todas y cada una de las sesiones de quimioterapia que necesite recibir, cumpliendo rigurosamente los tiempos de tratamiento establecidos.



- El paciente debe conocer que el enfriamiento del cuero cabelludo puede causar dolor o incomodidad debido a las temperaturas frías alcanzadas, y que, la aparición e intensidad de estos síntomas podrá variar dependiendo de la persona, siendo habitual que estos efectos disminuyan pasados los primeros 30 minutos del tratamiento.
- Cada paciente debe consultar con su oncólogo todas las particularidades de su historial médico y del tratamiento específico seguido para hacer frente al cáncer que pudieran afectar a la seguridad o eficacia del tratamiento de enfriamiento del cuero cabelludo, entendiendo y valorando todas las contraindicaciones, advertencias y recomendaciones recibidas antes de decidir someterse al mismo [10][25].

4.1.3.1. *Tiempos estimados de tratamiento.*

Para garantizar la eficacia de los tratamientos de enfriamiento del cuero cabelludo a la hora de evitar o reducir la alopecia inducida por la quimioterapia, es fundamental que el paciente cumpla rigurosamente con los tiempos de tratamiento marcados.

Por un lado, será necesario que el paciente inicie el tratamiento unos 30 minutos antes del comienzo de su infusión de quimioterapia. Este tiempo, servirá para que las células del folículo piloso puedan prepararse para evitar sufrir los devastadores efectos de la quimioterapia. El frío aplicado provoca la reducción del flujo de sangre que llega a estas células por vasoconstricción, al mismo tiempo que se reduce su velocidad de reacción o metabolismo celular. Ambos efectos permiten que, una vez se inicie la administración de la quimioterapia, estas células ofrezcan una elevada resistencia al paso de los agentes tóxicos introducidos en el organismo, viéndose significativamente menos expuestas a ellos y finalmente, permitiendo que sobrevivan al tratamiento.

Una vez finalizada la infusión, el tratamiento de enfriamiento del cuero cabelludo deberá continuar durante un tiempo aproximado de entre 90 y 180 minutos, en función de la dosis y el tipo y combinación de fármacos quimioterápicos empleados. Esto es debido a que, pese haber cesado su administración, estos continúan presentes en el torrente sanguíneo cumpliendo con su propósito durante este periodo de tiempo [10] [24].

En la Figura 4.15 se resumen las diferentes etapas que tiene el ciclo de tratamiento en caso de utilizar el dispositivo DigniCap, donde el eje de ordenadas representa la temperatura en cada instante del proceso y el eje de abscisas es el tiempo.

**OPTIMIZACIÓN DE INSTRUMENTACIÓN PARA TRATAMIENTOS
TÉRMICOS DE USO MÉDICO**

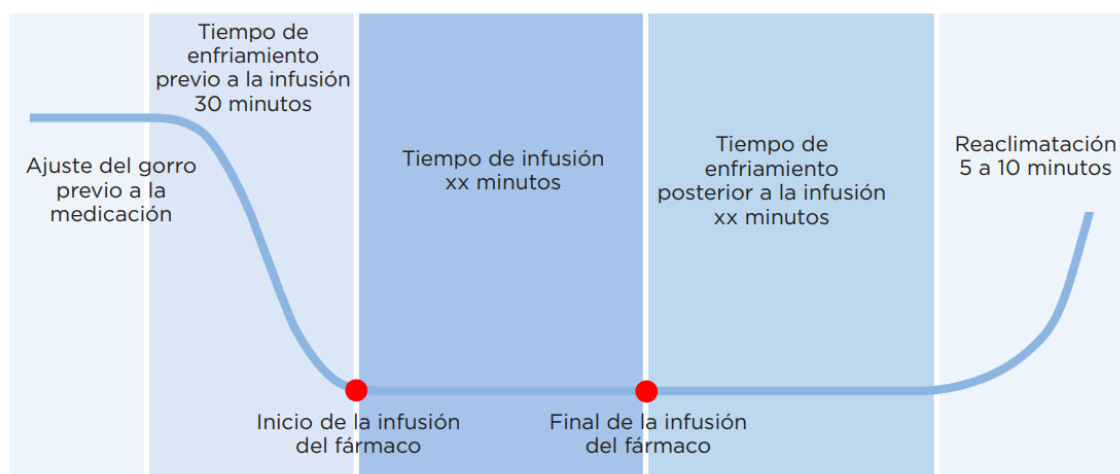


Figura 4.15. Ciclo de tratamiento con DigniCap. **FUENTE:** www.dignicapglobal.com.

En líneas generales, los tiempos de tratamiento son idénticos independientemente del método de enfriamiento del cuero cabelludo empleado. Sin embargo, en el caso del DigniCap, a diferencia de lo que ocurre en otros tratamientos, existen dos periodos adicionales (uno al comienzo y otro al final del ciclo) que mejoran el confort y la experiencia de usuario. Estos son: un periodo previo de adaptación a la temperatura de tratamiento, que es alcanzada de manera progresiva permitiendo una mejor adaptación del paciente al frío extremo requerido. Y, un periodo adicional una vez finalizado el tratamiento, donde se emplean entre 5 y 10 minutos más para que el dispositivo facilite una suave aclimatación del paciente a la temperatura ambiente (Figura 4.15) [10].

4.1.3.2. Costes aproximados.

Mientras que el precio de una prótesis de cuero cabelludo puede oscilar entre los 800 y los 1.500 euros, los costes que implica someterse a un tratamiento con DigniCap son de entre 250 y 500 euros por sesión, mientras que el precio del dispositivo ronda los 1.300 – 2.600 euros en función del país [10]. En el caso de los Penguin Cold Caps, el alquiler de los dispositivos es mensual y ronda los 500 euros al mes, incluyendo los gastos de envío del material. A este precio hay que añadirle una fianza inicial de unos 450 euros que, a priori, sería reembolsada una vez finalizado el tratamiento y devuelto el material [25].

4.2. TERMOELECTRICIDAD.

Se define como termoelectricidad a la rama de la termodinámica paralela a la electrotecnia que estudia los fenómenos en los que intervienen el calor y la electricidad, o bien, a la parte de la física que estudia la interacción existente entre un fenómeno eléctrico y uno térmico con el objetivo de obtener energía eléctrica por la acción del calor, o viceversa. Para poder explicar los fenómenos termoeléctricos es necesario recurrir al estudio de los efectos de Joule, Seebeck, Peltier y Thomson, que se desarrollarán en los siguientes apartados y cuyo origen data del siglo XIX [18][33].

4.2.1. Introducción histórica.

En el año 1821, **Thomas Johann Seebeck** (1770 Tallin, Estonia) quien estudió la carrera de medicina antes de interesarse por los fenómenos físicos que posteriormente le llevarían a investigar y experimentar sobre relaciones entre la electricidad y el calor, descubrió accidentalmente que, en un circuito cerrado formado por dos alambres de distinta naturaleza (cobre y bismuto), soldados entre sí en sus extremos (A y B) y colocando una aguja imantada en el centro del circuito, al calentar una de estas uniones (B) manteniendo la otra a temperatura ambiente (A), se forma un campo magnético en las inmediaciones de los alambres, constatado por la desviación de la aguja de la brújula (Figura 4.16).

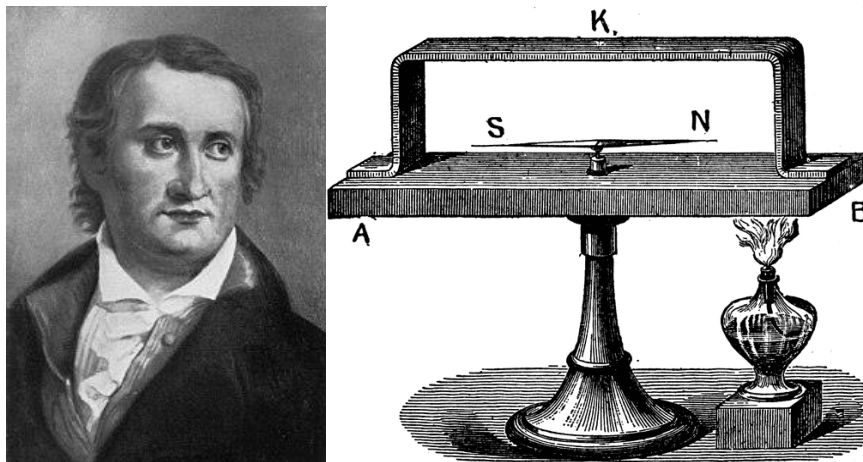


Figura 4.16. Thomas Johann Seebeck y el experimento que dio lugar al efecto Seebeck. **FUENTE:** etc.usf.edu.

No obstante, Oersted (contemporáneo de Seebeck, a quien le unía una profunda enemistad) ya descubrió en 1812 la interacción existente entre una aguja imantada y un circuito eléctrico simple. Además, se sabe que Alessandro Volta midió diferencias de potencial debidas a la termoelectricidad al emplear contactos entre diversos metales en sus experimentos, aunque no fue más allá en este campo.

En este caso, Seebeck llegó a una serie de conclusiones erróneas tras la realización de su experimento, ya que concluyó que *“el gradiente de temperatura inducido provoca la magnetización de los metales”* y que *“el campo magnético terrestre es producido por la diferencia de temperaturas entre el ecuador y los polos”*, entre otras aseveraciones.



Lo cierto es que el campo magnético originado era una consecuencia directa de la aparición de un flujo de corriente eléctrica, que a su vez, era provocado por el gradiente térmico creado como resultado de calentar una de las uniones, generando una diferencia de potencial cuya magnitud irá en función de las características de los metales empleados y de la diferencia de temperatura existente entre las uniones.

Posteriormente, el físico francés **Jean Charles Athanase Peltier** (1785 Ham, Francia), un relojero de profesión que se interesó pasados los 30 años por la experimentación y observación de la naturaleza, descubrió en 1834 el conocido como efecto Peltier. Este se podría considerar como el efecto inverso al descubierto por T.J. Seebeck (en el cual se basó), ya que consiste en inducir una corriente eléctrica de una intensidad determinada a través de un circuito cerrado formado la unión dos conductores de distinta naturaleza (de manera idéntica al experimento de Seebeck), manteniendo, en este caso, ambas uniones a temperatura ambiente. De esta forma, J.C. Peltier observó cómo esta corriente suministrada provocaba que en una de sus uniones se absorbiese calor (foco frío) y en la otra se cediese (foco caliente).



Figura 4.17. J.C. Athanase Peltier.
FUENTE: www.biografiasyvidas.com.

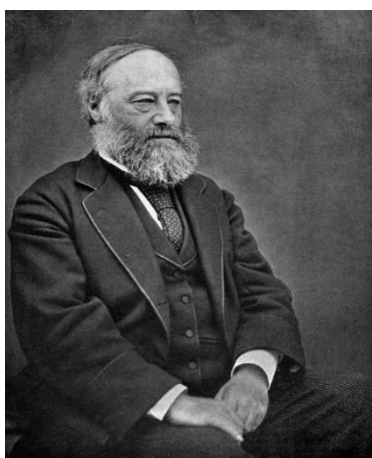


Figura 4.18. James Prescott Joule.
FUENTE: www.biografiasyvidas.com.

Años más tarde, **James Prescott Joule** (1818 Salford, Reino Unido), uno de los físicos más conocidos de la época y autor de numerosos estudios relacionados con los movimientos de las partículas subatómicas, las corrientes eléctricas y la generación de energía, fue el primero capaz de observar como la materia presenta una cierta resistencia al paso de la corriente eléctrica, descubriendo en 1841 el conocido como “efecto Joule” o “ley de Joule”. Este efecto demuestra que los electrones en su desplazamiento ceden energía cinética al entorno debido a los sucesivos choques que sufren con material que los rodea (conductor), y en menor medida, a los provocados entre ellos mismos, disipando esta energía en forma de calor.

Finalmente, el matemático y físico William Thomson (1824 Belfast, Irlanda del Norte), más tarde conocido como **Lord Kelvin Thomson**, profesor de la Universidad de Glasgow (considerado uno de los profesores más importantes de su época), fruto de una colaboración en 1850 con J.P. Joule descubrió en 1857 el efecto Thomson.



Para llegar a él, Thomson estudió los procesos irreversibles en sistemas termodinámicos y desarrolló el trabajo realizado por Joule sobre la interacción entre el calor y la energía mecánica. El efecto Thomson permite demostrar que, cuando una corriente eléctrica circula a través de un conductor sometido a un gradiente de temperatura, este absorbe o cede calor. Este descubrimiento permitió además establecer que la relación existente entre los coeficientes de Seebeck y Peltier es directamente proporcional a la temperatura [23][33].

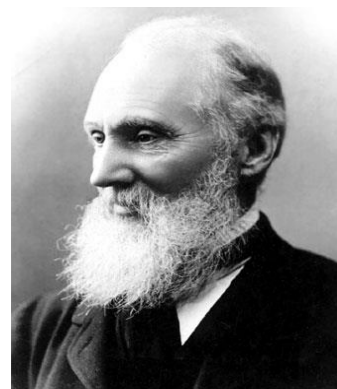


Figura 4.19. Lord Kelvin Thomson.
FUENTE: www.biografiasyvidas.com.

4.2.2. Conceptos teóricos previos.

4.2.2.1. Introducción a la teoría de bandas.

Antes de poder entender más en profundidad cómo se producen los efectos termoeléctricos de Seebeck, Peltier, Joule y Thomson, es necesario explicar primero cómo se comportan los electrones de los átomos que componen los elementos, que a su vez, darán lugar a los materiales que finalmente serán sometidos a estos fenómenos termoeléctricos.

A lo largo de la historia, Rutherford, Bohr, Sommerfeld y Schrödinger entre otros, han sido los autores de los postulados más célebres acerca de estructura del átomo. Gracias a ellos, en el modelo atómico actual hemos podido llegar finalmente a la conclusión de que los electrones se encuentran ocupando niveles discretos de energía alrededor del núcleo del átomo (formado por protones y neutrones), los cuales son estables en posiciones cercanas al núcleo, permitiendo que estos electrones se muevan alrededor del núcleo sin ganar ni perder energía. Esto se produce gracias a que existe una fuerza de atracción electrostática entre el núcleo y los electrones suficiente para mantenerlos en estos niveles de energía estacionarios.

Sin embargo, existe un último nivel de energía (el de mayor energía y a su vez el más alejado del núcleo), cuyos electrones se encuentran sostenidos por una fuerza de atracción electrostática mucho más débil, la cual permitirá que estos puedan ser desplazados con una gran facilidad. A este último nivel se le conoce como nivel de valencia, y a sus electrones, electrones de valencia (Figura 4.20).

OPTIMIZACIÓN DE INSTRUMENTACIÓN PARA TRATAMIENTOS
TÉRMICOS DE USO MÉDICO

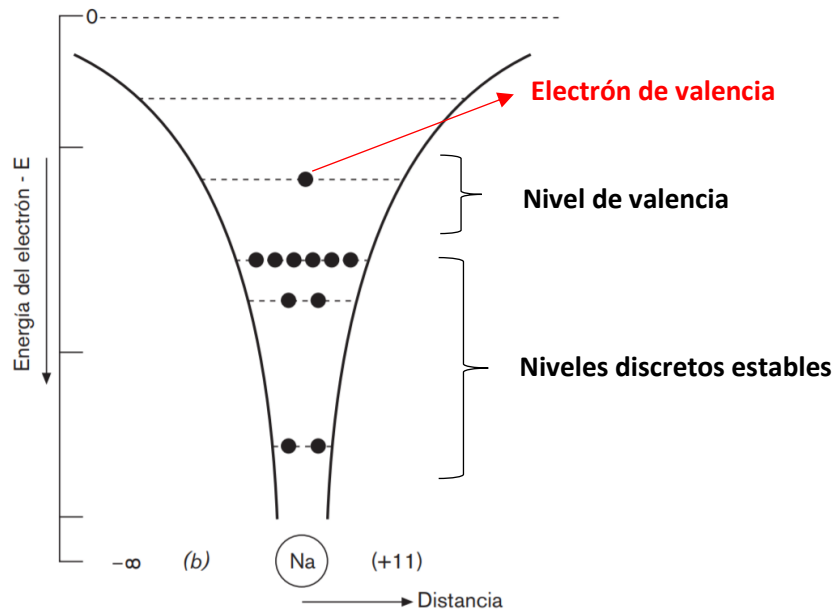


Figura 4.20. Niveles de energía de un átomo de Sodio (Na). **FUENTE:** www.tecnicaindustrial.es.

Cuando los átomos se combinan entre sí para dar lugar a un sólido formando largas cadenas que se repiten de manera periódica en todas las direcciones, sus niveles de energía se solapan dando lugar a lo que se conoce como **bandas de energía**, donde los electrones de valencia se encontrarán ocupando lo que se conoce como la **banda de valencia** (Figura 4.21). De esta manera, si se consigue excitar a los electrones de valencia (débilmente unidos al núcleo), por ejemplo, mediante el aporte de energía calorífica, conseguiremos que estos ganen energía y salten a un nivel energético superior completamente vacío, conocido como la **banda de conducción**, por donde estos electrones podrán moverse libremente, no solo por sus átomos vecinos, sino por toda la estructura del sólido.

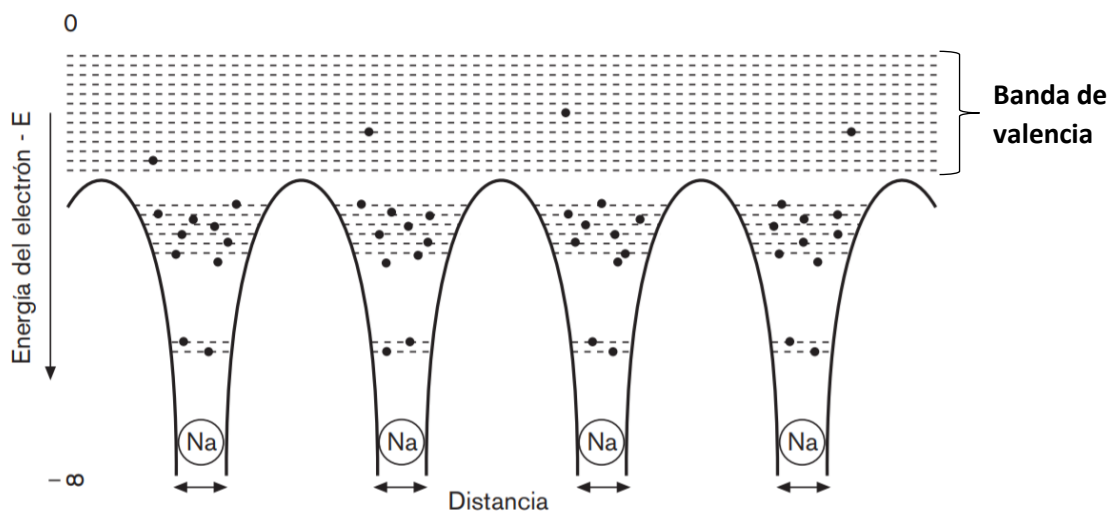


Figura 4.21. Fenómeno de transporte de electrones en un cristal de Sodio (Na). **FUENTE:** www.tecnicaindustrial.es.



Para que esto suceda, el espacio existente entre la banda de valencia y la banda de conducción es determinante. Si este espacio es muy grande, el elemento se comportará como un aislante, es decir, la energía que requerirán sus electrones para pasar a la banda de conducción es demasiado grande y por lo tanto es muy difícil que abandonen su nivel de valencia. En el otro extremo están los conductores, quienes presentan un espacio entre la banda de valencia y la banda de conducción muy pequeño, por lo que los electrones necesitarán muy poca energía para saltar a la banda de conducción. Además, habitualmente no solo serán capaces de dar este salto los electrones de valencia sino que también serán capaces de darlo algunos electrones presentes en niveles de energía inferiores.

Esta es la base para comprender de la **teoría de bandas**, encargada de explicar los fenómenos de conductividad eléctrica y térmica que tienen lugar en los materiales sólidos. Entre otras cosas, esta teoría permite explicar las diferencias tan enormes de resistividad eléctrica que presentan unos materiales respecto a otros, y que hacen que los clasifiquemos según esta propiedad en: conductores, semiconductores y aislantes [12][33].

4.2.2.2. *Conductores, semiconductores y aislantes.*

Los materiales **conductores** (generalmente metales), están compuestos por una estructura electrónica que les permite conducir la corriente eléctrica incluso a bajas temperaturas, esto es debido a que su resistencia al paso de la corriente eléctrica es muy baja. Es el caso de metales como el cobre, el oro, el hierro, la plata o el aluminio, y sus aleaciones, aunque también existen otros materiales no metálicos capaces de conducir la electricidad tales como, el grafito, las disoluciones y soluciones salinas, y cualquier material en estado de plasma.

La teoría de bandas los clasifica como aquellos materiales cuyas bandas de valencia y de conducción se encuentran muy próximas entre sí (tanto que en algunos casos aparecen incluso de manera superpuesta), de manera que la energía necesaria para que los electrones de valencia pasen a la banda de conducción, denominada energía de separación entre bandas (E_G), es muy pequeña, y por lo tanto, esta puede lograrse simplemente con la aplicación de un pequeño estímulo en forma de corriente, aumento de temperatura o incidencia fotónica entre otras posibilidades, ya que existe una continua disponibilidad de huecos inmediatamente encima de la banda de valencia.

OPTIMIZACIÓN DE INSTRUMENTACIÓN PARA TRATAMIENTOS
TÉRMICOS DE USO MÉDICO

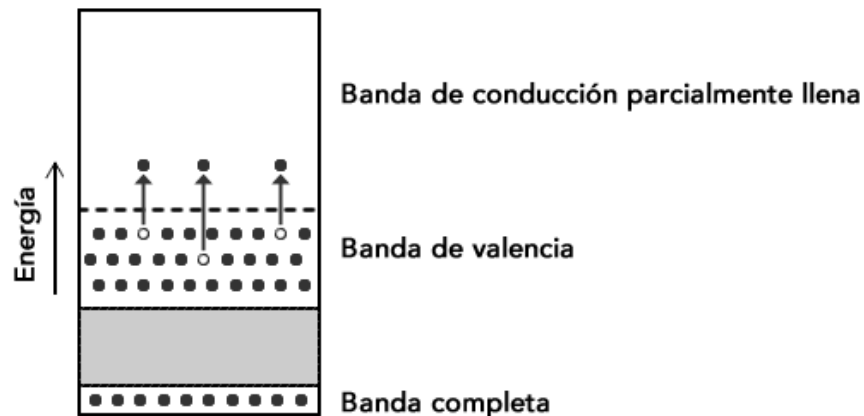


Figura 4.22. Bandas de energía en un material conductor. **FUENTE:** www.textoscientificos.com.

En el otro extremo se sitúan los materiales **aislantes**, quienes ofrecen una resistencia al paso de la corriente tan elevada que no permite la conducción eléctrica a través de ellos. Un ejemplo muy claro de este tipo de materiales sería el diamante.

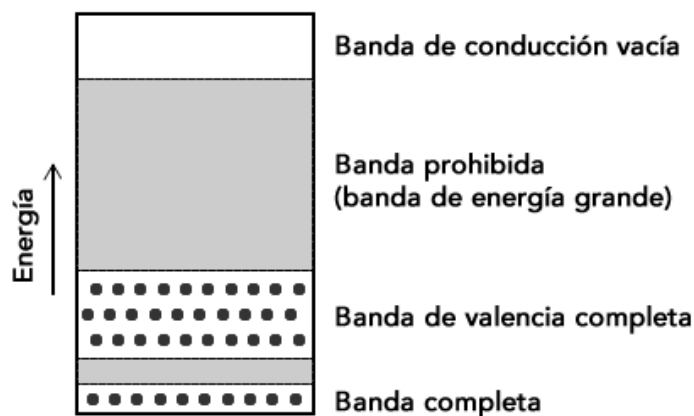


Figura 4.23. Bandas de energía en un material aislante. **FUENTE:** www.textoscientificos.com.

En un punto intermedio entre los conductores y los aislantes se encuentran los materiales **semiconductores**. Un semiconductor es una sustancia aislante que se comporta como conductor bajo un determinado contexto o al añadirle ciertas sustancias (sustancias dopantes). Es decir, es un material que actuará como aislante o como conductor en función de cómo le afecten determinados factores como son: la temperatura, la presión, la radiación o los campos magnéticos.

En el caso de los semiconductores la energía de separación (E_G) entre las bandas de valencia y conducción es notablemente más pequeña que en el caso de los aislantes. No obstante, estos materiales difícilmente conducirán la corriente eléctrica a bajas temperaturas (se comportan como aislantes), sin embargo, al elevar su temperatura o al someterlos a un campo eléctrico externo, conseguimos que algunos electrones de la banda de valencia adquieran la energía suficiente para saltar a la banda de conducción, consiguiendo finalmente generar una corriente eléctrica a través de ellos y haciendo que actúen como materiales conductores. Es el caso del silicio (Si) o el germanio (Ge).

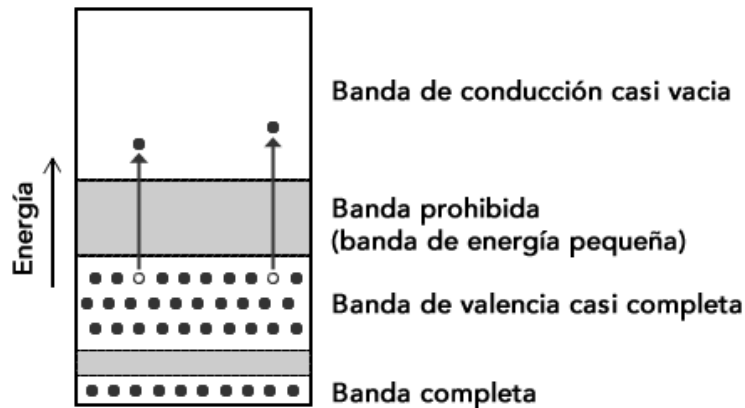


Figura 4.24. Bandas de energía en un material semiconductor. **FUENTE:** www.textoscientificos.com.

En resumen, podemos decir que la diferencia entre un material aislante y un semiconductor reside únicamente en el valor de la E_G entre las bandas de valencia y conducción. A su vez, los materiales semiconductores se clasifican en:

- **Semiconductores intrínsecos:** son extremadamente puros (Silicio o Germanio). En ellos, la conducción tiene lugar por medio de electrones que están presentes en el propio material cristalino puro. Sus bandas de conducción y valencia se encuentran separadas por espacio o banda prohibida más pequeña que en el caso de los aislantes, que permitirá que exista conducción si somos capaces de suministrar a los electrones de la banda de valencia una energía igual o superior a su E_G (su valor a temperatura ambiente en el caso del Silicio es de 1,12 eV, mientras que en el caso del Germanio es de 0,72 eV). Esto podría lograrse por excitación térmica o luminosa.

En los semiconductores intrínsecos, cuando un electrón de la banda de valencia es transferido a la banda de conducción, se genera un “hueco” que actúa como “transportador” de carga positiva, lo que puede dar lugar a una “corriente positiva”. Este movimiento relativo se explica de la siguiente manera: cuando un electrón cargado negativamente abandona su posición deja un espacio vacío (hueco positivo), que será ocupado por el electrón inmediatamente adyacente.

Este último desplazamiento generará un nuevo espacio vacío que volverá a ser ocupado por otro electrón, provocando un movimiento en cadena hasta que finalmente el movimiento del último electrón genere un último hueco. De esta forma, un desplazamiento de los electrones de derecha a izquierda provocará un movimiento aparente de los huecos de izquierda a derecha, y viceversa.

Ecuación del semiconductor:

Siendo n y p respectivamente las concentraciones de electrones libres y huecos en un semiconductor intrínseco, cuando por excitación térmica un electrón abandona la banda de valencia y deja un hueco, el número de electrones libres será igual al de huecos:



$$n = p = n_i = p_i \quad (4)$$

Donde n_i y p_i son las concentraciones intrínsecas de portadores.

Los procesos de generación de pares electrón-hueco y de recombinación son continuos, de manera que se alcanza un equilibrio en función de cual sea la temperatura, donde el producto np es constante (para una T y E_g fijas):

$$n \cdot p = n_i^2 = p_i^2 = cte. \quad (5)$$

En definitiva, los semiconductores intrínsecos presentan un número de electrones disponibles para la conducción idéntico al número de huecos formados (el material es en esencia, neutro), por lo que estos materiales son de poca utilidad para la electrónica tal y como los conocemos. Esta es la ley de acción de masas o ecuación del semiconductor es fundamental para comprender el funcionamiento de los dispositivos semiconductores en equilibrio térmico.

- **Semiconductores extrínsecos:** son semiconductores intrínsecos a los que se les añaden impurezas (átomos diferentes) en cantidades del orden de una parte por millón (ppm), que permiten cambiar notablemente sus propiedades eléctricas. El proceso por el cual se determina la calidad y la cantidad de impurezas que se han de añadir a un material semiconductor intrínseco para conseguir el efecto deseado se le denomina “dopaje”. De esta manera, en función de las sustancias dopantes añadidas, existirán dos tipos de semiconductores extrínsecos:
 - Semiconductores tipo n: son semiconductores intrínsecos a los que se les han añadido impurezas “donadoras de electrones” (pentavalentes). En este tipo de semiconductores, los electrones reciben el nombre de “portadores mayoritarios” ya que superan en número a los huecos libres, denominados “portadores minoritarios”, haciendo que el material se comporte como un “portador de carga negativa” o portador de electrones.
 - Semiconductores tipo p: son aquellos semiconductores intrínsecos dopados con impurezas “aceptadoras de electrones” (trivalentes). En este caso, el número de huecos supera al número de electrones, siendo estos los “portadores mayoritarios” y los electrones los “portadores minoritarios”, dando lugar a que el material se comporte como un “portador de carga positiva” o portador de huecos.

Las sustancias dopantes añadidas a un semiconductor intrínseco provocan que las bandas de valencia y de conducción se encuentren más próximas entre sí que en el material original, y, por tanto, la energía de separación debida a la banda prohibida existente se reduce (bajando en el caso del Germanio de los 0,7 eV).

En conclusión, en función de cual sea el tipo de impureza añadida predominará una clase de conducción u otra. Si al material se le añaden impurezas “donadoras de electrones” la conducción será predominantemente electrónica, dando lugar



a un semiconductor tipo n. Sin embargo, si el material es dopado con impurezas “aceptadoras de electrones” la conducción será predominantemente por huecos, dando lugar a un semiconductor tipo p.

Condición de neutralidad eléctrica:

En los semiconductores extrínsecos, a diferencia de lo que ocurría en el caso de los intrínsecos, la ley de acción de masas no permite determinar la concentración de portadores. Por lo tanto, es necesario añadir una expresión que relacione la concentración de portadores con la concentración de impurezas donadoras o aceptadoras conocida como condición de neutralidad eléctrica:

$$[\text{cargas positivas}] = [\text{cargas negativas}] \quad (6)$$

$$p + N_d = n + N_a \quad (7)$$

Siendo, expresadas en número de átomos por unidad de volumen:

- N_a = concentración de impurezas aceptadoras.
- N_d = concentración de impurezas dadoras.
- p = concentración de huecos.
- n = concentración de electrones libres.

Esta expresión se cumplirá únicamente si sobre el semiconductor no actúa ningún campo externo, si se le añaden densidades de impurezas dadoras y aceptadoras que generan electrones y huecos adicionales y si todas estas impurezas están ionizadas [1][6][12].

4.2.2.3. La unión pn.

Los semiconductores tipo p y n por separado no son de gran utilidad como elementos electrónicos. No obstante, si un cristal homogéneo de material semiconductor (Ge o Si) es dopado con ambos tipos de impurezas, de tal manera que la mitad del cristal homogéneo sea dopado con impurezas trivalentes (aceptadoras de electrones) y la otra mitad con impurezas pentavalentes (donadoras de electrones), se conseguirá una fuerza de naturaleza electroquímica a través de la unión, resultado de la atracción de los electrones del material n por el material p.

Esto se produce gracias al exceso de electrones del material tipo n y la escasa participación de ellos en el material tipo p (que presenta un exceso de huecos), lo que permite que los electrones del material tipo n abandonen su estructura y pasen a ocupar los huecos presentes en el material tipo p con relativa facilidad. Como consecuencia, la zona adyacente a la unión (muy delgada), estará cargada negativamente en el lado de la estructura del material de tipo p, mientras que en el lado de la estructura del material de tipo n estará cargada positivamente, dando lugar a lo que se conoce como la unión pn. Esta disposición de las cargas da lugar a una barrera de potencial o de unión que impide el flujo de corriente eléctrica a través de ella (Figura 4.25).

**OPTIMIZACIÓN DE INSTRUMENTACIÓN PARA TRATAMIENTOS
TÉRMICOS DE USO MÉDICO**

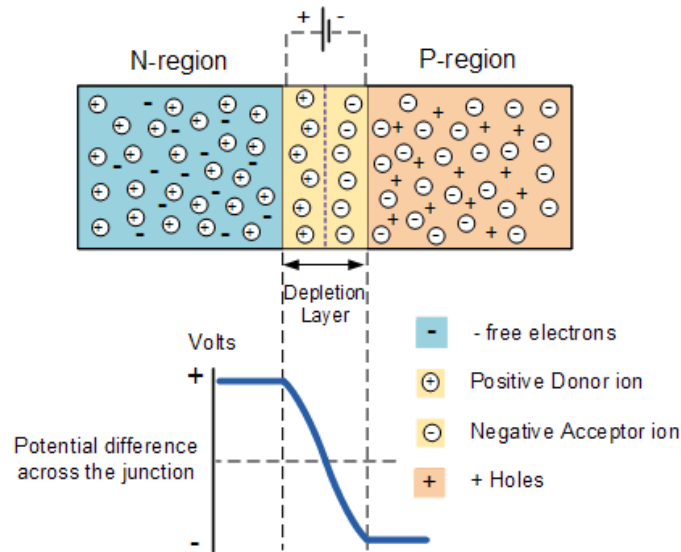


Figura 4.25. La unión pn. **FUENTE:** www.electronics-tutorials.ws.

Este concepto es la base para la fabricación de dispositivos semiconductores fundamentales en la electrónica actual, como el diodo o el transistor. El silicio, el azufre o el germanio, son los elementos más utilizados en el ámbito industrial para la fabricación de este tipo de dispositivos [6][12].

4.2.3. Fenómenos implicados.

Una vez comprendidos los fundamentos básicos de la teoría de bandas asociados al comportamiento de los electrones en los materiales conductores, semiconductores y aislantes, nos encontramos en condiciones de poder explicar con un mayor nivel de detalle en qué consisten los efectos termoeléctricos de Joule, Seebeck, Peltier y Thomson introducidos anteriormente. Esta será la base para poder comprender los fenómenos físicos y matemáticos bajo los cuales se rige el funcionamiento de las células Peltier, las cuales constituyen la unidad básica de enfriamiento de la alternativa de tratamiento propuesta en este documento.

4.2.3.1. Efecto Joule.

El efecto Joule se puede definir como el fenómeno irreversible por el cual se produce el calentamiento de un conductor cuando este es recorrido por una corriente eléctrica. Es consecuencia de la resistencia que ofrece la materia al paso de dicha corriente.

Este efecto tiene lugar debido a que, al hacer pasar una corriente eléctrica a través de un conductor, el flujo de electrones generado hace que estos sufran continuos choques con los átomos que componen el propio material conductor, además, el movimiento desordenado de estos electrones también provoca continuas colisiones entre ellos mismos. En cada uno de estos choques, los electrones ceden parte de su energía cinética al entorno que es disipada en forma de calor, provocando el calentamiento del conductor en un proceso análogo al del rozamiento. La ecuación general que permite expresar las pérdidas de calor producidas por efecto Joule es:



$$Q_j = P \cdot t \quad (8)$$

Donde,

- Q_j = energía calorífica generada por efecto Joule (J).
- P = potencia disipada en el conductor (W).
- t = tiempo (s).

Sin embargo, la ecuación habitualmente utilizada para calcular estas pérdidas se obtiene desarrollando esta expresión general a partir de una serie de conceptos de electrotecnia básica. Para ello, sabiendo que la potencia disipada en el conductor (P), en vatios (W), viene dada por la expresión:

$$P = V \cdot I \quad (9)$$

Donde,

- V = voltaje o diferencia de potencial entre los extremos del conductor (V).
- I = intensidad de corriente eléctrica que circula a través del conductor (A).

Sustituyendo esta expresión en la ecuación general de las pérdidas por efecto Joule, tenemos que:

$$Q_j = V \cdot I \cdot t \quad (10)$$

Finalmente, desarrollando la ley de Ohm en función del voltaje y sustituyéndola en la expresión anterior, obtenemos la ecuación comúnmente utilizada que permite cuantificar las pérdidas producidas por efecto Joule:

$$I = \frac{V}{R} \text{ (ley de Ohm)} \rightarrow V = I \cdot R \quad (11)$$

$$Q_j = I^2 \cdot R \cdot t \quad (12)$$

Donde,

- Q_j = energía calorífica generada por efecto Joule (J).
- I = intensidad de corriente eléctrica que circula a través del conductor (A).
- V = voltaje o diferencia de potencial entre los extremos del conductor (V).
- R = resistencia eléctrica del conductor (Ω).
- t = Tiempo (s).

En el caso sometido a estudio en este documento, al tratarse de un fenómeno que podemos considerar en estado estacionario debido a que las células Peltier estarán recorridas en todo momento por una corriente continua cuyas características no son función del tiempo, se calcularán las pérdidas por efecto Joule haciendo uso de la siguiente expresión:

$$Q_j = I^2 \cdot R \quad (13)$$

Como se ha podido comprobar al deducir la expresión que permite calcular las pérdidas por efecto Joule a partir de su ecuación general, estas dependerán de los siguientes factores: la intensidad de la corriente eléctrica, la resistencia del material conductor, la diferencia de potencial o voltaje inducido, el tiempo y la potencia suministrada por la fuente de energía eléctrica. Es importante hacer hincapié en que la intensidad de la corriente eléctrica suministrada aparece elevada al cuadrado en la ecuación, y, por tanto, es el factor más importante a tener en cuenta para tratar de disminuir estas pérdidas.

En conclusión, a la hora de dimensionar cualquier tipo de circuito eléctrico es fundamental tener en consideración cual será el valor las pérdidas que se producirán por efecto Joule. Esto permitirá determinar adecuadamente las características que deberá tener la corriente suministrada, el tipo y sección de los conductores a utilizar y las necesidades de refrigeración para el correcto funcionamiento del circuito, entre otros aspectos. Todos ellos, claves para garantizar que se obtengan los resultados deseados y evitar que se produzcan daños graves en los equipos [5][18][26][27].

4.2.3.2. Efecto Seebeck.

El efecto Seebeck (Figura 4.26) es en esencia, la aparición de una fuerza electromagnética (f.e.m.) generadora de un flujo de corriente eléctrica a través del circuito de un **termopar**, como resultado de inducir una diferencia de temperaturas entre sus extremos o uniones (se denomina termopar al circuito termoelectrónico de Seebeck formado por dos conductores de distinta naturaleza - A y B - unidos en sus extremos). De tal manera que, al aplicar calor en una de estas uniones (T_2), los electrones presentes en ella incrementarán su energía, siendo esta mayor que la de los electrones presentes en la unión que se mantiene a temperatura ambiente (T_1), provocando una situación de desequilibrio que hace que los electrones de la unión caliente fluyan hacia la parte fría, disminuyendo su energía, con el objetivo de equilibrar esta situación.

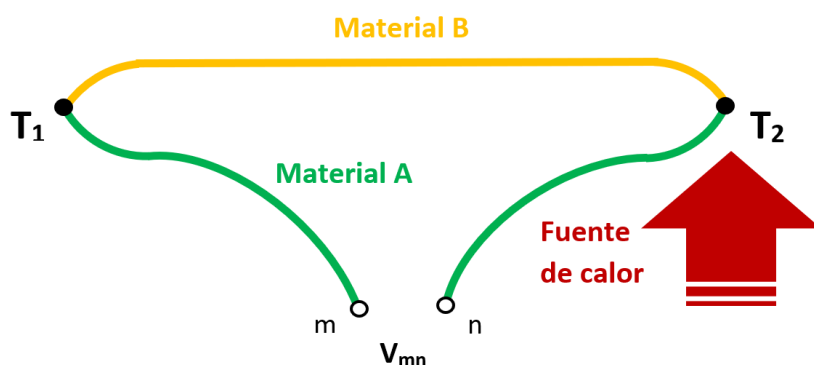


Figura 4.26. Esquema del efecto Seebeck. FUENTE: Elaboración propia.

Por tanto, la transmisión de calor a través del circuito (por conducción térmica) estará acompañada por un flujo de cargas negativas (electrones) que tienden a acumularse en la unión fría, provocando una situación de desequilibrio que tiene como resultado la aparición de una diferencia de potencial entre sus extremos (V_{mn}), cuya magnitud



dependerá de los materiales que compongan el termopar y de las temperaturas a las que estén sometidas las uniones (T_1 y T_2), pudiéndose expresar como:

$$V_{mn} = \alpha_{AB} \cdot \Delta T = \alpha_{AB} \cdot [T_{2(caliente)} - T_{1(fría)}] \quad (14)$$

Donde,

- V_{mn} = diferencia de potencial generada por efecto Seebeck (V).
- α_{AB} = coeficiente de Seebeck entre los materiales A y B (V/K).
- ΔT = diferencia de temperatura entre las uniones (K).

Esta situación continuará existiendo siempre y cuando no se interrumpa el aporte de energía calorífica, responsable de garantizar un flujo continuo de electrones (corriente eléctrica). Sin embargo, en caso de retirar la fuente de calor, la transferencia de electrones entre ambos extremos se igualará, del mismo modo que también lo harán la temperatura ($T_1 = T_2$) y el potencial ($V_{mn} = 0$), alcanzado la situación de equilibrio. Por tanto, al cesar el flujo de electrones, dejará de existir corriente eléctrica a través del circuito del termopar.

El **coeficiente de Seebeck (α)** se puede definir, despejando en la ecuación anterior, como la relación entre la diferencia de potencial generada y la diferencia de temperatura inducida entre las uniones:

$$\alpha = \frac{V_{mn}}{\Delta T} \quad (15)$$

Además, el valor de α dependerá del tipo de unión (materiales que la forman) y de la diferencia de temperatura inducida, siendo mayor cuanto mayor sea la temperatura a la cual esté sometida la unión caliente. La Tabla 4.2 muestra algunos de los valores que adopta el coeficiente de Seebeck medidos en $\mu\text{V}/^\circ\text{C}$, correspondientes a las combinaciones más comúnmente utilizadas para dar lugar al termopar [5][18][26][27].

Tabla 4.2. Coeficientes de Seebeck para diferentes uniones. **FUENTE:** Elaboración propia. Datos: TFG Grado en Ingeniería Mecánica. Universidad Politécnica de Cataluña. Autor: Albert Rof Ballús.

Materiales	Rango ($^\circ\text{C}$)	$\mu\text{V}/^\circ\text{C}$
Rodio / Platino (30%) , Platino / Rodio (6%)	0 a 1.800	3
Cromel / Constantán	-200 a 1.000	63
Hierro / Constantán	-200 a 900	53
Cromel / Alumel	-200 a 1.300	41
Nirosil / Misil	-200 a 1.300	28
Platino / Platino + Rodio (13%)	0 a 1.400	6
Platino / Platino + Rodio (10%)	0 a 1.400	6
Platino / Platino + Rodio (10%)	-200 a 1.000	43

4.2.3.3. Efecto Peltier.

El efecto Peltier, como se ha adelantado anteriormente, es el fenómeno inverso al efecto Seebeck, es decir, consiste en hacer pasar una corriente eléctrica (I) de una intensidad determinada a través de un circuito formado por la unión de dos materiales conductores de distinta naturaleza y nivel de energía (A y B), de manera que en las uniones se produzca la absorción y cesión de calor como se muestra en la Figura 4.27.

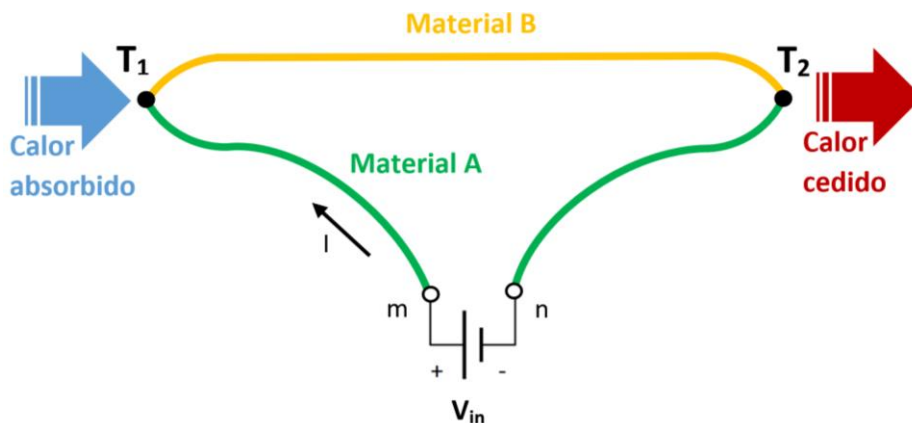


Figura 4.27. Esquema termo-eléctrico del efecto Peltier. **FUENTE:** Elaboración propia.

Antes de comenzar a aplicar una cierta tensión entre los terminales m y n, los electrones fluirán de un material a otro a través de las uniones hasta alcanzar la situación de equilibrio. Como consecuencia de este flujo de electrones, existirá también un pequeño transporte de energía térmica que, a priori, será imperceptible debido a que al alcanzar el equilibrio, el calor cedido y el absorbido por ambos materiales será el mismo.

Ahora bien, al inducir una corriente eléctrica al circuito (I) en el sentido mostrado, se provoca una situación de desequilibrio debido a que se fuerza un mayor flujo de electrones en este sentido en relación a los que se van a mover en sentido contrario. Este transporte mayoritario de electrones lleva consigo un transporte neto de energía térmica que provoca que la unión correspondiente al terminal m se enfríe (pierde energía), al mismo tiempo que la unión correspondiente al terminal n se calienta (gana energía). Esta situación de desequilibrio seguirá manteniéndose siempre y cuando mantengamos esa diferencia de potencial.

Además, al tratarse de un fenómeno reversible, al invertir el sentido de la corriente invirtiendo la polaridad del circuito, se conseguirá que tanto el flujo mayoritario de electrones como el flujo de energía térmica viajen en sentido opuesto, provocando que los focos frío y caliente también se inviertan (Figura 4.28).

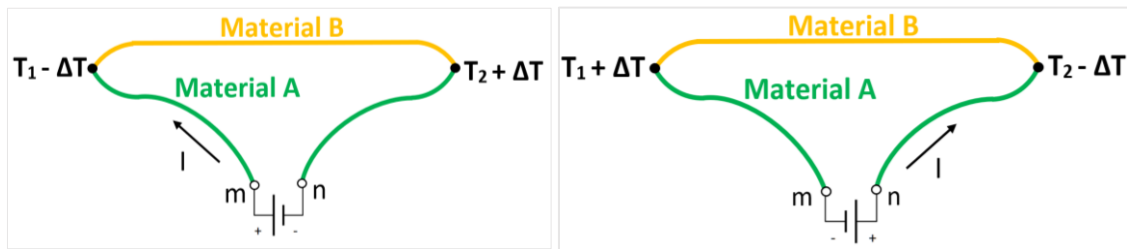


Figura 4.28. Cambio de polaridad de la fuente de alimentación. Efecto Peltier. **FUENTE:** Elaboración propia.

El proceso de absorción o cesión de calor por efecto Peltier tiene lugar según la siguiente expresión:

$$\dot{Q} = \Pi_{AB} \cdot I = (\Pi_A - \Pi_B) \cdot I \quad (16)$$

Donde,

- \dot{Q} = calor generado o absorbido por efecto Peltier (W).
- Π_{AB} = coeficiente de Peltier entre los materiales A y B (V).
- I = intensidad de la corriente eléctrica inducida (A).

El **coeficiente de Peltier (Π)** representa el calor que es transmitido por unidad de carga a través de un material determinado. Por tanto, pese a que la corriente eléctrica inducida en el termopar es continua ($I = \text{cte.}$), el flujo de calor que es capaz de transmitir cada uno de ellos es diferente, siendo Π_A y Π_B respectivamente, los valores del coeficiente de Peltier correspondientes a cada uno de los materiales que componen la unión. Esto da lugar a una divergencia distinta de cero en cada una de las uniones que será positiva o negativa en función de cuál sea el signo de la corriente. Es decir, en cada una de las uniones se producirá una diferencia entre el flujo de calor saliente (calor cedido) y el flujo de calor entrante (calor absorbido) que, en función de cuál sea el sentido de la corriente eléctrica inducida al circuito, provocará que una de las uniones absorba calor (flujo de calor entrante >>> flujo de calor saliente) al mismo tiempo que la otra lo cede (flujo de calor saliente >>> flujo de calor entrante), o viceversa [5][18][26][27].

4.2.3.4. Efecto Thomson.

El efecto Thomson sirve para explicar la liberación o absorción de calor producida cuando una corriente eléctrica circula a través de un metal homogéneo sometido a un gradiente de temperatura entre sus extremos. Por el momento, a diferencia de los dos anteriores, este efecto no tiene ninguna aplicación práctica a nivel industrial.

En el caso mostrado en la Figura 4.29, al hacer pasar una corriente eléctrica de densidad J a través de un metal homogéneo sometido a una diferencia de temperatura entre sus extremos (A y B) de forma que $T_A \gg T_B$, este liberará calor gracias a que el sentido de la corriente eléctrica inducida coincide con el sentido del flujo de calor (**efecto Thomson positivo**). Sin embargo, en caso de suministrar la corriente eléctrica de forma que esta recorra el metal de la zona más fría a la más caliente ($B \rightarrow A$), es decir, en sentido opuesto al flujo de calor, el metal absorberá calor durante el proceso (**efecto Thomson negativo**).

OPTIMIZACIÓN DE INSTRUMENTACIÓN PARA TRATAMIENTOS
TÉRMICOS DE USO MÉDICO

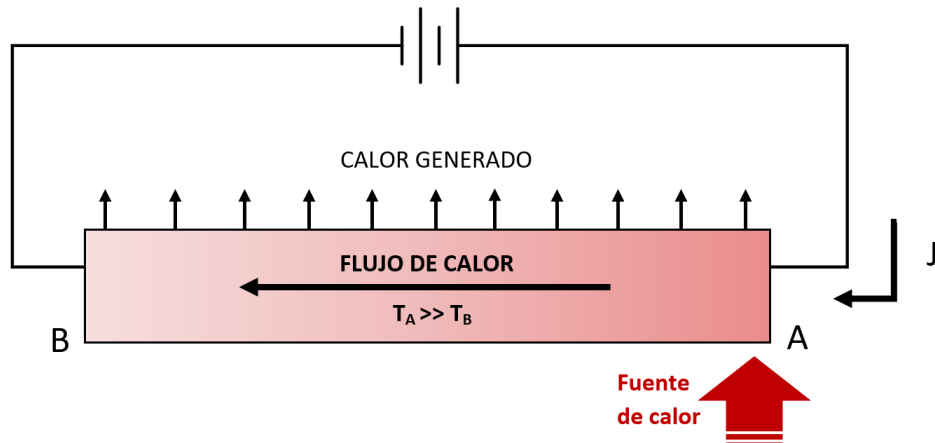


Figura 4.29. Efecto Thomson positivo. FUENTE: Elaboración propia.

En metales como el zinc o el cobre, los cuales tienen un extremo caliente a mayor potencial y un extremo frío a menor potencial, cuando la corriente eléctrica viaja del extremo caliente al frío se produce un movimiento de los electrones desde una zona de alto potencial a una zona de bajo potencial, generando calor en el proceso (efecto Thomson positivo). Sin embargo, en metales como el cobalto, el níquel o el hierro, compuestos por un extremo frío a mayor potencial y un extremo caliente a menor potencial, cuando la corriente eléctrica circula de un bajo a un alto potencial se produce una absorción de calor en el proceso (efecto Thomson negativo).

La ecuación que Lord Kelvin Thomson utilizó para explicar este fenómeno fue la siguiente:

$$\dot{Q}_t = \tau \cdot J \cdot \frac{dT}{dx} \quad (17)$$

Donde,

- \dot{Q}_t = potencia calorífica generada o absorbida por efecto Thomson (W/m³).
- τ = coeficiente de Thomson (W/A·K).
- J = densidad de la corriente eléctrica (A/m²).
- $\frac{dT}{dx}$ = gradiente de temperatura (K/m).

A diferencia de los coeficientes de Seebeck (α) y Peltier (Π), el de Thomson (τ) es el único directamente medible para cada material sin necesidad de unirle a otro distinto para formar un termopar. No obstante, en el rango de temperaturas de los experimentos que más adelante se desarrollarán, se podrá despreciar el flujo calorífico producido por efecto Thomson debido a que tendrá una influencia despreciable en relación con las magnitudes globales del calor absorbido y cedido respectivamente por cada una de las caras de las células Peltier.

Además, L. K. Thomson concluyó que los coeficientes de Seebeck y Peltier guardan una relación directa a través de la temperatura. Para determinar cuál es, en primer lugar, partiendo de las ecuaciones de Seebeck (14) y de la potencia eléctrica (9), se puede expresar la potencia calorífica absorbida o cedida por efecto Seebeck como:



$$\dot{Q}_{Seebeck} = \alpha \cdot \Delta T \cdot I \quad (18)$$

Donde, $\dot{Q}_{Seebeck}$ será la diferencia entre la potencia refrigerante a absorbida por el extremo caliente ($\dot{Q}_C = \alpha \cdot T_C \cdot I$), y la cedida por el extremo frío ($\dot{Q}_F = \alpha \cdot T_F \cdot I$), en vatios.

Y, en segundo lugar, igualando esta expresión a la que permite determinar la potencia calorífica absorbida o cedida por efecto Peltier (16), se puede concluir que la relación existente entre ambos coeficientes es la siguiente [5][18][26][27]:

$$\dot{Q}_{Seebeck} = \dot{Q}_{Peltier} \quad (19)$$

$$\alpha \cdot (T_C - T_F) \cdot I = (\Pi_A - \Pi_B) \cdot I \quad (20)$$

$$\Pi = \alpha \cdot T \quad (21)$$

4.3. MECANISMOS DE TRANSMISIÓN DE CALOR.

A continuación se resumen los principales aspectos de los diferentes mecanismos de transmisión de calor existentes, los cuales permitirán establecer un análisis completo de la transferencia de calor que tendría lugar en un hipotético sistema de enfriamiento compuesto por células Peltier. Su estudio será fundamental para poder determinar el flujo de calor que es necesario disipar de su lado caliente y la manera o configuración más adecuada para conseguirlo. Todo ello con la finalidad de tratar de alcanzar la máxima eficiencia del sistema.

Antes de comenzar a detallar en qué consiste cada uno de ellos, es importante recordar el concepto más básico relacionado con la transferencia de calor: siempre que exista un gradiente de temperatura, la energía (en forma de calor) se transfiere de la zona de mayor temperatura a la zona de menor temperatura sin necesidad de ningún tipo de aporte externo [22].

4.3.1. Transmisión de calor por conducción (régimen estacionario y flujo unidireccional).

La transmisión de calor por conducción se produce cuando un cuerpo se encuentra sometido a un gradiente de temperatura entre sus extremos, o bien, cuando dos cuerpos sometidos a distintas temperaturas se encuentran en contacto directo entre sí. En ambos casos, con el fin de tratar de alcanzar el equilibrio térmico y sin que exista flujo de materia, el calor fluirá desde la zona que se encuentre a mayor temperatura hacia la que esté a menor temperatura. A nivel atómico, este fenómeno se produce como resultado de un intercambio de energía interna entre dos cuerpos o diferentes partes de un mismo cuerpo, la cual estará compuesta por la combinación de la energía cinética y potencial de sus partículas microscópicas (moléculas, átomos y electrones).

Pese a que en este apartado centraremos la explicación en cómo se produce esta transferencia de calor en los materiales sólidos, se hará alguna referencia que permita tener presente en todo momento que la transferencia de calor por conducción también tiene lugar, aunque con una relevancia inferior, en líquidos y gases (principalmente a



través de las colisiones que se producen de manera aleatoria entre las moléculas que los forman y en las cuales se transfiere energía). Dicho esto, la conducción es el único mecanismo por el cual se produce la transmisión de calor en el interior de los materiales sólidos opacos. Es el caso de los materiales conductores (metales y aleaciones), donde esta transferencia se produce como consecuencia de las vibraciones de la retícula y, fundamentalmente, del transporte de electrones libres a través del sólido. Por este motivo, los materiales que son buenos conductores de la electricidad suelen ser también buenos conductores del calor (aluminio, cobre, plata, etc.) y viceversa, es decir, los aislantes eléctricos suelen ser también buenos aislantes térmicos (vidrio, plásticos, etc.).

La propiedad física que determina la capacidad de un material para conducir el calor se denomina **conductividad térmica** y su valor está caracterizado por el **coeficiente de conductividad térmica k** , cuyas unidades habituales son $\text{W/m}\cdot\text{K}$ (SI). Este coeficiente expresa, para un determinado material homogéneo de espesor un metro, el flujo de calor por metro cuadrado de superficie necesario para conseguir una diferencia de temperatura entre sus caras (planas y paralelas) igual a un grado Kelvin.

El valor del coeficiente de conductividad térmica se obtiene a partir de medidas experimentales debido a que es excesivamente complejo predecir su valor analíticamente a partir de las leyes de la Física (salvo para gases a bajas temperaturas). En el caso de materiales uniformemente heterogéneos, el valor de k se obtendrá como resultado de realizar una media ponderada de los coeficientes obtenidos para cada material constituyente. Esto es debido a que la conductividad térmica es una propiedad intrínseca de cada material y, además, habitualmente varía fuertemente en función de la temperatura a la cual se efectúa la medida. No obstante, en la práctica es muy habitual considerar un valor medio constante de este coeficiente para un determinado rango de temperaturas (obteniendo resultados suficientemente precisos).

En la Tabla 4.3 aparecen recogidos algunos valores típicos de k , en $\text{W/m}\cdot\text{K}$, de algunos metales, sólidos no metálicos, líquidos y gases. Todos ellos, correspondientes a mediciones realizadas a la temperatura de 300K con el objetivo de poder compararlos y conocer el orden magnitud que podrá tomar este coeficiente en la práctica.

Los datos mostrados permiten observar las grandes diferencias existentes entre la conductividad térmica de materiales como el cobre o el aluminio (buenos conductores térmicos), y otros (aislantes térmicos), como el vidrio o el plástico. En el caso de los líquidos, la conductividad térmica decrece a medida que aumenta su temperatura (excepto en el caso del agua). No obstante, es habitual que en la práctica este hecho se considere despreciable para ciertos intervalos de temperatura en los que k se supone constante.

Tabla 4.3. Valores del coeficiente de conductividad térmica a 300K, correspondientes a diferentes materiales y sustancias. **FUENTE:** Elaboración propia. Datos: Apuntes de la asignatura Transformación y Uso Eficiente de la Energía. Grado en ingeniería de los Recursos Energéticos. UNICAN. Autora: Carmela Oria Alonso.

MATERIAL	K (W/m·K) a 300K
Cobre	386
Aluminio	204
Vidrio	0,75
Plástico	0,2 - 0,3
Agua	0,6
Aceite de motores	0,07
Freón (líquido)	0,07
Aire	0,026

Por otro lado, la influencia que tiene la presión sobre esta propiedad en los líquidos, al ser estos prácticamente incompresibles, no es apreciable. Sin embargo, en el caso de los gases, la conductividad térmica crece con la presión, y, aunque a presiones normales este incremento también puede considerarse despreciable, para valores próximos al punto crítico o presiones muy altas o bajas, su influencia se deberá considerar. Además, la conductividad térmica de los gases aumenta a razón de la raíz cuadrada de su temperatura absoluta. Pese a ello, los gases cuentan con conductividades térmicas muy bajas (algo que se acentúa cuanto mayor es su peso molecular).

Para explicar como sucede este fenómeno recurrimos a la **ley de Fourier** (Figura 4.30), la cual establece que, la tasa de transferencia de calor por conducción en una dirección determinada (dQ_x/dt) es directamente proporcional al área normal a la dirección del flujo de calor (A) y al gradiente de temperatura existente en esa dirección (dT/dx), siendo la constante de proporcionalidad k , el coeficiente de conductividad térmica del material:

$$\frac{dQ_x}{dt} = -k \cdot A \cdot \frac{dT}{dx} \quad (22)$$

El signo negativo se debe a que el calor fluye hacia la zona de menor temperatura (Segundo Principio de la Termodinámica), y, por tanto, en dirección opuesta al gradiente de temperatura.

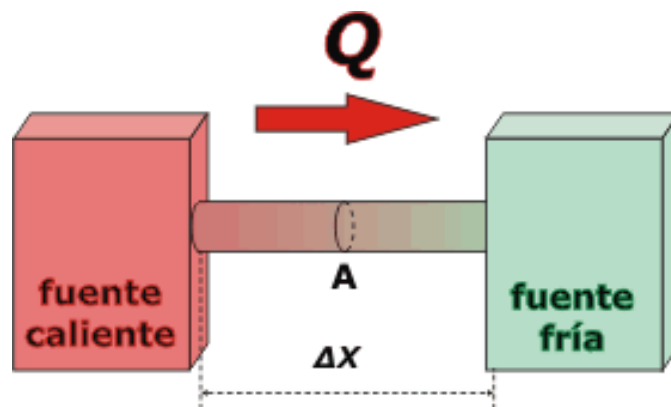


Figura 4.30. Transferencia de calor por conducción (ley de Fourier). **FUENTE:** ricuti.com.ar.

Así pues, considerando una única lámina de material (de grosor variable) cuyas superficies se encuentran a temperaturas diferentes (Figura 4.31), el calor transmitido por unidad de tiempo (\dot{Q}), en julios/s (W), que fluirá en dirección perpendicular a dichas superficies, de la más caliente (foco caliente) a la más fría (foco frío), viene dado por la siguiente expresión:

$$\dot{Q} = -k \cdot A \cdot \frac{\Delta T}{x} = -k \cdot A \cdot \frac{(T_2 - T_1)}{L} = \frac{T_1 - T_2}{\frac{L}{k \cdot A}} \quad (23)$$

Donde,

- k = coeficiente de conductividad térmica del material (W/m·K).
- A = superficie de intercambio térmico (m²).
- L = espesor del elemento medido en la dirección del flujo de calor (m).
- $\Delta T = T_1 - T_2$ = diferencia de temperatura entre los extremos del elemento (K).

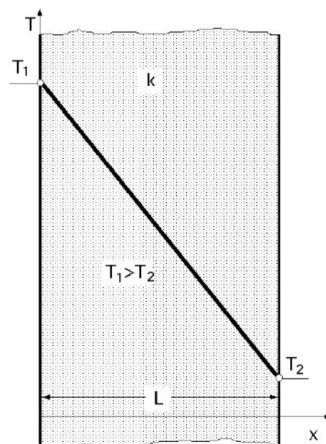


Figura 4.31. Transmisión de calor por conducción a través de una pared plana. **FUENTE:** Apuntes de la asignatura Transformación y Uso Eficiente de la Energía. Grado en ingeniería de los Recursos Energéticos. UNICAN. Autora: Carmela Oria Alonso.

Además, se puede establecer una analogía entre el flujo de calor y el flujo de electricidad que permitirá resolver fácilmente, a través de la teoría de circuitos eléctricos, cómo se produce la disipación de calor por conducción en sistemas más complejos. Por tanto, si asociamos el término $L/k \cdot A$ a una resistencia eléctrica y el ΔT a una diferencia de potencial, podremos establecer este paralelismo a través de la ley de Ohm (11), de forma que:

$$\dot{Q} = \frac{\Delta T}{R} \quad (24)$$

Donde,

- $\Delta T = T_1 - T_2$ = potencial térmico.
- $R = \frac{L}{k \cdot A}$ = resistencia térmica.

Aplicando esta analogía a un caso práctico en el que se disponen tres elementos planos (A, B y C) en serie y en contacto directo entre sí (Figura 4.32), y teniendo en cuenta que el análisis del flujo de calor en estado estacionario a través de cada uno de ellos tiene que ser idéntico, independientemente de que los gradientes de temperatura generados en cada uno de ellos sean diferentes, tendremos que [16][22]:

$$\dot{Q} = \frac{T_1 - T_2}{\left(\frac{L}{k \cdot A}\right)_A} = \frac{T_2 - T_3}{\left(\frac{L}{k \cdot A}\right)_B} = \frac{T_3 - T_4}{\left(\frac{L}{k \cdot A}\right)_C} = \frac{T_1 - T_4}{\left(\frac{L}{k \cdot A}\right)_A + \left(\frac{L}{k \cdot A}\right)_B + \left(\frac{L}{k \cdot A}\right)_C} \quad (25)$$

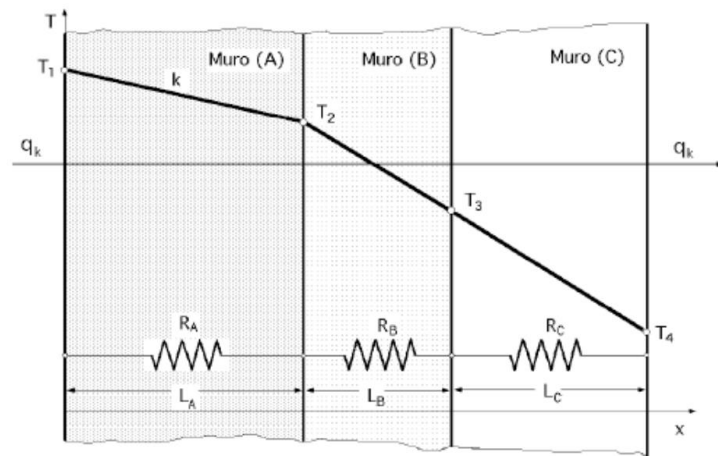


Figura 4.32. Transmisión de calor por conducción a través de varias paredes planas en serie. **FUENTE:** Apuntes de la asignatura Transformación y Uso Eficiente de la Energía. Grado en ingeniería de los Recursos Energéticos. UNICAN. Autora: Carmela Oria Alonso.

En definitiva, comprender adecuadamente como tiene lugar la transmisión de calor por conducción en los materiales sólidos es fundamental para conseguir un óptimo funcionamiento de las células Peltier. Esto es debido a que, cuanto mayor sea la conductividad térmica de los elementos que componen la celda mayor será su eficiencia, o lo que es lo mismo, mayor será su capacidad para disipar el calor generado en la cara caliente consiguiendo mantener un gradiente de temperatura estable entre ambas caras, minimizando la transferencia de calor desde la cara caliente a la fría y, finalmente, permitiendo conseguir temperaturas de trabajo más bajas en su cara fría. Por tanto, se puede definir como **conductividad térmica de la celda (k_c)**, a la suma de las contribuciones individuales de cada uno de sus elementos constituyentes, dando lugar a la siguiente expresión, donde n es el número de elementos que la componen [23]:

$$k_c = \sum_{i=1}^n \frac{k_i \cdot A_i}{l_i} \quad (26)$$



4.3.2. Transmisión de calor por convección.

La convección es el mecanismo de transmisión de calor que tiene lugar cuando se ponen en contacto dos fluidos que se encuentran a diferente temperatura, o bien, un sólido y un fluido. En cualquiera de los dos casos, la transmisión de calor se produce como resultado de un transporte tanto de energía como de materia (con motivo del movimiento físico de moléculas con elevada energía térmica hacia zonas de baja temperatura y viceversa, hasta alcanzar el equilibrio térmico), y puede ser de dos tipos:

- **Convección natural:** se produce cuando el fluido, a temperatura T_F , se mueve únicamente como resultado de la variación de densidad que experimenta al entrar en contacto con una superficie a diferente temperatura (T_S), provocando que este adquiera una cierta velocidad (v_F).
- **Convección forzada:** tiene lugar cuando se emplea una fuerza motriz externa (bombas, ventiladores, etc.) para imprimir velocidad a un fluido (v_F) dirigiéndolo hacia una superficie que se encuentra a una temperatura (T_S) mayor o menor que la del propio fluido (T_F). Por tanto, dado un cierto fluido a una temperatura T_F y un sólido cuya superficie de intercambio térmico se encuentra a una temperatura T_S distinta, la convección forzada logra transferir más cantidad de calor y a mayor velocidad que si se emplea convección natural.

Además, la convección también puede ir acompañada de un cambio de fase, es el caso de los fenómenos de condensación o ebullición, en los cuales se producen intercambios de calor muy intensos.

En el caso sometido a estudio en el presente documento, interesa comprender fundamentalmente cómo se produce el fenómeno de convección cuando el flujo de calor es transmitido entre una superficie de un material sólido y el fluido que la rodea. En esta situación, la transmisión de calor, también conocida como conducción superficial, tiene lugar en una delgada capa de fluido situada inmediatamente sobre la superficie del sólido (capa límite). Es precisamente en esta capa donde se producen los cambios de densidad sufridos por el fluido al entrar en contacto con una superficie a distinta temperatura, dando lugar a un desplazamiento físico de materia a distintas temperaturas de unas zonas a otras como resultado de alguno de los fenómenos de convección descritos anteriormente (natural o forzada). La **ley de Enfriamiento de Newton** permite determinar el flujo de calor que se transmite por convección (dQ/dt) entre la superficie de un sólido y el fluido que la rodea, cuando ambos se encuentran a temperaturas distintas. En estas circunstancias, se establece que el flujo de calor transmitido por convección, en julios/s (W), es directamente proporcional a la diferencia de temperaturas existente entre la superficie del sólido y el fluido circundante (a una cierta distancia del sólido donde su temperatura es estable), y a la superficie de intercambio térmico (A_s):

$$\frac{dQ}{dt} = h \cdot A_s \cdot (T_S - T_F) \quad (27)$$



Donde h ($W/m^2 \cdot ^\circ C$) es la constante de proporcionalidad denominada **coeficiente de transmisión de calor por convección** o **coeficiente de película**, la cual permite cuantificar la influencia que tienen las propiedades del fluido, la superficie y el flujo en la transferencia de calor por convección. Por tanto, su magnitud dependerá de múltiples variables como: el tipo de convección, la geometría, orientación y rugosidad de la superficie de intercambio térmico, la viscosidad, el coeficiente de dilatación y las propiedades térmicas del fluido (calor específico, conductividad térmica y densidad), las temperaturas estacionarias de la superficie y del fluido, la velocidad del fluido o el tipo de flujo (laminar o turbulento), entre otras. Debido a ello, es muy complicado determinar el valor de h de forma analítica, por lo que este se obtiene como resultado de resolver una serie de ecuaciones caracterizadas por ciertos parámetros (que serán mencionados más adelante) obtenidos a partir de medidas experimentales, permitiendo simplificar su determinación. Además, su valor será en realidad un valor promedio (coeficiente de convección promedio) puesto que realmente, el coeficiente de convección no es uniforme a lo largo de toda la superficie de transferencia de calor.

De esta manera, será sencillo calcular para ciertas geometrías relativamente simples, el valor del coeficiente de convección a través de un parámetro adimensional conocido como el **número de Nusselt (Nu)**, el cual sirve para establecer una medida de la relación existente entre las tasas de transferencia de calor por convección y conducción en un fluido. Es decir, permite determinar cuanto mayor es la transmisión de calor entre la superficie y el fluido al existir convección, en comparación con un hipotético caso en el que únicamente tuviera lugar una transferencia de calor por conducción. La expresión que permite calcular su valor es la siguiente:

$$Nu = \frac{h \cdot L}{k} \rightarrow h = \frac{Nu \cdot k}{L} \quad (28)$$

Donde,

- k = *coeficiente de conductividad térmica del fluido ($W/m \cdot K$).*
- h = *coeficiente de convección promedio en la superficie ($W/m^2 \cdot K$).*
- L = *longitud característica del modelo - diámetro de un cilindro o lado de una placa - (m).*

Para poder determinar el valor del número de Nusselt y así, el del coeficiente de convección, previamente es necesario analizar cómo se produce el movimiento de un fluido a lo largo de una determinada superficie sólida como consecuencia de alguno de los dos tipos de convección anteriormente descritos. Con este objetivo, se pueden establecer una serie de analogías con la hidrodinámica, las cuales permiten explicar aspectos como que en la superficie del sólido, se cumple con la condición de no deslizamiento por la cual el fluido se encuentra en reposo con respecto a la superficie, algo que se produce como resultado del predominio de las fuerzas viscosas sobre las fuerzas de inercia. Sin embargo, a medida que nos vamos alejando de la superficie la influencia de las fuerzas de inercia aumenta progresivamente dando lugar a que, en una primera zona (capa límite) donde continúan predominando las fuerzas viscosas, el fluido



siga un flujo laminar (ordenado en capas) mientras que, en zonas más alejadas, donde las fuerzas de inercia se imponen a las viscosas, el flujo será desordenado o turbulento.

Suponiendo un caso de convección forzada, se utiliza una magnitud adimensional conocida como **número de Reynolds (Re)** para establecer la relación existente entre las fuerzas de inercia y las fuerzas viscosas de un fluido en movimiento, permitiendo determinar el paso de régimen laminar a turbulento a través de la siguiente expresión:

$$Re = \frac{\rho \cdot v \cdot L}{\mu} = \frac{v \cdot L}{\nu} \quad (29)$$

Donde,

- v = velocidad lineal del fluido (m/s).
- ρ = densidad del fluido (kg/m³).
- L = longitud de la placa (m).
- μ = viscosidad dinámica (kg/m·s).
- $\nu = \frac{\mu}{\rho}$ = viscosidad cinemática (m²/s).

Tomando como ejemplo una placa plana de un determinado material sólido, se establece en $5 \cdot 10^5$ el valor del número de Reynolds crítico, es decir, aquel que establece la transición del flujo laminar al turbulento. No obstante, este valor depende fuertemente de la rugosidad de la superficie y de la intensidad de turbulencia de la corriente libre. Además, cabe añadir que tanto la definición del número de Reynolds como su valor crítico dependen de la geometría del problema, y, por tanto, su expresión variará dependiendo de si queremos calcular la transmisión de calor por convección entre un fluido y una tubería, o entre un fluido y una placa plana.

Sin embargo, si se trata de un caso de convección natural, se empleará el **número de Grashoff (Gr)**, el cual es una magnitud adimensional que establece la relación existente entre las fuerzas de flotabilidad y las fuerzas viscosas en el interior de un fluido, desempeñando un papel similar al que realiza el número de Reynolds en el caso de la conducción forzada. Su valor está definido por la siguiente expresión:

$$Gr = \frac{g \cdot \beta \cdot (T_S - T_F) \cdot L^3}{\nu^2} \quad (30)$$

Donde,

- g = aceleración de la gravedad $\approx 9,81 \text{ m/s}^2$.
- β = coeficiente de dilatación térmica ($^{\circ}\text{C}^{-1}$).
- T_S = temperatura de la superficie (K).
- T_F = temperatura del fluido (K).
- L = longitud característica (m).
- ν = viscosidad cinemática (m²/s).

Además, tanto si se trata de un problema de convección natural como si lo es de convección forzada, una vez calculado el número de Reynolds o de Grashoff según el caso, para poder determinar el número de Nusselt con el objetivo de hallar finalmente



el valor del coeficiente de convección, es necesario calcular otro parámetro adimensional conocido como **número de Prandtl (Pr)**, definido como el cociente entre la velocidad de difusión de la cantidad de movimiento (viscosidad cinemática, ν) y la difusividad térmica del fluido (α):

$$Pr = \frac{\nu}{\alpha} = \frac{c_p \cdot \mu}{k} \quad (31)$$

Donde,

- $\nu = \frac{\mu}{\rho} = \text{viscosidad cinemática (m}^2/\text{s)}.$
- $\alpha = \frac{k}{\rho \cdot c_p} = \text{difusividad térmica (m}^2/\text{s)}.$
- $c_p = \text{calor específico (J/kg} \cdot \text{K)}.$
- $\mu = \text{viscosidad dinámica (kg/m} \cdot \text{s)}.$
- $k = \text{coeficiente de conductividad térmica del fluido (W/m} \cdot \text{K)}.$

El número de Prandtl en el caso de los gases apenas depende de la temperatura y, en el caso concreto del aire, suele tomarse un valor de $Pr = 0,7$.

Cabe añadir que, para la resolución de cualquiera de los problemas de convección expuestos, pese a que como se ha explicado, a menudo se suponen las propiedades del fluido constantes para determinados rangos de temperatura, realmente, estas varían con la temperatura a través de la capa límite, lo que influirá en la transferencia de calor que tendrá lugar. Para minimizar esta influencia se utiliza la siguiente expresión, la cual, permite evaluar todas las propiedades del fluido anteriormente nombradas a una temperatura media de capa límite T_f denominada **temperatura de película**, consiguiendo de esta manera aproximar el resultado obtenido analíticamente al caso real de transferencia de calor que tiene lugar en el sistema sometido a estudio:

$$T_f \equiv \frac{T_s + T_\infty}{2} \quad (32)$$

Una vez caracterizado el problema y calculados los parámetros anteriores necesarios, se podrá determinar el número de Nusselt para finalmente, volver a la ecuación inicial (48) y obtener el valor del coeficiente de convección h . Para ello, en función del tipo de convección (natural o forzada) la expresión a utilizar para calcular el número de Nusselt será:

- ***Si se trata de un caso de convección forzada:***

$$Nu = cte \cdot Re^m \cdot Pr^n \quad (33)$$

Donde Re es el número de Reynolds; cte , n y m son parámetros que irán en función de la geometría y el tipo de flujo (laminar o turbulento); y Pr es el número de Prandtl. En la Tabla 4.4, se recogen algunas expresiones comúnmente



OPTIMIZACIÓN DE INSTRUMENTACIÓN PARA TRATAMIENTOS
TÉRMICOS DE USO MÉDICO

utilizadas para calcular el número de Nusselt en casos de convección forzada y configuraciones relativamente sencillas.

Tabla 4.4. Ejemplos de expresiones para el cálculo del número de Nusselt (convección forzada). **FUENTE:** Apuntes de transmisión de calor. E.T.S. Arquitectura de Madrid (UPM). Autor: Agustín Martín Domingo.

Superficies planas y flujo en régimen laminar ($Pr < 0,6$ y $Re < 5 \times 10^5$)	$Nu = 0,664 \cdot Re^{1/2} \cdot Pr^{1/3}$
Superficies planas y flujo en régimen turbulento ($0,6 < Pr < 60$ y $5 \times 10^5 < Re < 10^7$)	$Nu = 0,037 \cdot Re^{4/5} \cdot Pr^{1/3}$
Láminas grandes donde existe una combinación de ambos tipos de flujo ($0,6 < Pr < 60$ y $5 \cdot 10^5 < Re < 10^7$)	$Nu = (0,037 \cdot Re^{4/5} - 871) \cdot Pr^{1/3}$
Interior de una tubería cilíndrica, flujo turbulento completamente desarrollado ($0,6 < Pr < 100$ y $2.500 < Re < 1,25 \cdot 10^5$)	$Nu = 0,023 \cdot Re^{4/5} \cdot Pr^n$ (Donde $n = 0,4$ cuando el fluido se está calentando y $n = 0,3$ cuando se está enfriando).

- **Si se trata de un caso de convección natural:** En este caso cabe indicar que existen expresiones que permiten calcular de manera simplificada el valor del coeficiente de transmisión de calor por convección natural, para un modelo simplificado entre el aire y varias superficies de diferentes geometrías sencillas, sin necesidad de recurrir al cálculo del número de Nusselt (Tabla 4.5).

Tabla 4.5. Ecuaciones para el cálculo del coeficiente de convección h entre el aire y diferentes geometrías sencillas (convección natural). **FUENTE:** Apuntes de transmisión de calor. E.T.S. Arquitectura de Madrid (UPM). Autor: Agustín Martín Domingo.

SUPERFICIE	LAMINAR ($10^4 < Ra < 10^9$)	TURBULENTO ($Ra > 10^9$)
Plano o cilindro vertical	$h = 1,42 \cdot \left(\frac{\Delta T}{L}\right)^{1/4}$	$h = 1,31 \cdot (\Delta T)^{1/3}$
Cilindro horizontal	$h = 1,32 \cdot \left(\frac{\Delta T}{d}\right)^{1/4}$	$h = 1,24 \cdot (\Delta T)^{1/3}$
Placa horizontal caliente mirando hacia arriba o placa fría mirando hacia abajo	$h = 1,32 \cdot \left(\frac{\Delta T}{L}\right)^{1/4}$	$h = 1,52 \cdot (\Delta T)^{1/3}$
Placa horizontal mirando hacia abajo o placa fría mirando hacia arriba	$h = 0,59 \cdot \left(\frac{\Delta T}{L}\right)^{1/4}$	



En cada una de estas expresiones, h es el coeficiente de convección en $W/m^2 \cdot ^\circ C$, ΔT es la diferencia de temperaturas entre la superficie y el aire a una distancia suficientemente alejada de la misma (en $^\circ C$), L es la dimensión vertical u horizontal de la superficie y d , el diámetro (ambos en metros).

No obstante, para determinar el valor del coeficiente de transmisión de calor por convección en modelos más complejos o en los cuales intervenga otro fluido que no sea el aire, es necesario hacerlo a través del número de Nusselt, el cual está definido por la siguiente expresión en el caso de la convección natural:

$$Nu = cte \cdot (Gr \cdot Pr)^n \quad (34)$$

Donde cte y n se ajustan experimentalmente igual que ocurre en el caso de la convección forzada, Gr es el número de Grashoff y Pr el de Prandtl. El producto entre el número de Grashoff y el número de Prandtl se denomina número de Rayleigh:

$$Ra = Gr \cdot Pr \quad (35)$$

La Tabla 4.6 muestra algunas de las expresiones utilizadas habitualmente para calcular el número de Nusselt en diferentes casos de convección natural [15] [16] [17].

Tabla 4.6. Ejemplos de expresiones para el cálculo del número de Nusselt (convección natural). **FUENTE:** Apuntes de transmisión de calor. E.T.S. Arquitectura de Madrid (UPM). Autor: Agustín Martín Domingo.

Superficie plana vertical y flujo en régimen laminar ($0 < Ra < 10^9$)	$Nu = 0,68 + \frac{0,67 \cdot Ra^{1/4}}{\left[1 + \left(\frac{0,492}{Pr}\right)^{9/16}\right]^{4/9}}$
Superficie vertical grande donde existe una combinación de ambos tipos de flujo ($10^{-1} < Ra < 10^2$)	$Nu = 0,825 + \frac{0,387 \cdot Ra^{1/6}}{\left[1 + \left(\frac{0,492}{Pr}\right)^{9/16}\right]^{8/27}}$
Cilindros largos: <i>Longitud característica = diámetro del cilindro</i> ($10^{-5} < Ra < 10^2$)	$Nu = \left[0,60 + \frac{0,387 \cdot Ra^{1/6}}{\left[1 + \left(\frac{0,559}{Pr}\right)^{9/16}\right]^{8/27}}\right]^2$
Superficie esférica: <i>Longitud característica = diámetro de la esfera</i> ($Ra < 10^{11}$ y $Pr > 0,7$)	$Nu = 2 + \frac{0,589 \cdot Ra^{1/4}}{\left[1 + \left(\frac{0,469}{Pr}\right)^{9/16}\right]^{4/9}}$



4.3.3. Transmisión de calor por radiación.

A diferencia de los mecanismos de transmisión de calor explicados anteriormente (conducción y convección) donde el calor se propaga necesariamente a través de un medio material, en el caso de la radiación la transmisión de calor también se produce a través del vacío (incluso con una mayor eficiencia). Además, pese a que centraremos la explicación en cómo sucede este fenómeno en los materiales sólidos, es necesario aclarar que también puede existir una ligera transmisión de calor por radiación en líquidos y gases, aunque esta habitualmente no se considera relevante.

El calor transmitido por radiación se denomina **energía radiante** o **calor radiado**, y es la energía térmica emitida por un cuerpo simplemente por el hecho de estar a una cierta temperatura como resultado de los cambios producidos en las configuraciones electrónicas de los átomos o moléculas que componen la materia. Esta energía es liberada en forma de ondas electromagnéticas (o en algunos casos, fotones) que se propagan a la velocidad de la luz.

El flujo de calor por unidad de área (W/m^2) que libera un cuerpo por radiación se denomina **potencia emisiva superficial** (E_b), y su valor máximo (correspondiente al caso de un radiador ideal o cuerpo negro) viene definido por la **ley de Stefan-Boltzmann**:

$$E_b = \sigma \cdot T_s^4 \quad (36)$$

Donde,

- T_s = temperatura absoluta de la superficie (K).
- σ = constante de Stefan Boltzmann ($\sigma = 5,67 \cdot 10^{-8} \text{ W/m}^2 \cdot \text{K}^4$).

Sin embargo, para una misma temperatura absoluta, el flujo de calor que es capaz de emitir una superficie real por radiación es significativamente menor, pudiéndose calcular (en W/m^2) como:

$$E = \varepsilon \cdot \sigma \cdot T_s^4 \quad (37)$$

Donde ε es un parámetro adimensional conocido como **coeficiente de emisividad de la superficie**, el cual permite establecer una medida de la eficiencia con la que una determinada superficie real es capaz de emitir energía térmica radiante. Su valor se obtiene como resultado de comparar la radiación emitida por una superficie real en una dirección determinada con la que sería capaz de emitir un cuerpo negro (caso ideal), bajo unas mismas condiciones de temperatura y longitud de onda. Esta tomará valores en el rango $0 \leq \varepsilon \leq 1$, en función de la naturaleza y el acabado de la superficie, siendo $\varepsilon = 1$ el valor correspondiente a un cuerpo negro. De modo que, la intensidad y frecuencia de la radiación electromagnética emitida por una determinada superficie, y, por tanto, el flujo de calor transferido por radiación dependerá fundamentalmente de su naturaleza y de la temperatura absoluta a la cual se encuentre.

Por otro lado, el flujo de calor radiado por unidad de área (W/m^2) que incide sobre un cuerpo se denomina **irradiación (G)**, la cual, al chocar con la superficie receptora puede ser absorbida (A), reflejada (R) o transmitida (T) por esta en proporciones variables en

función de su naturaleza (Figura 4.33), debiéndose cumplir lo siguiente (principio de conservación de la energía):

$$G = A + R + T \rightarrow 1 = \frac{A}{G} + \frac{R}{G} + \frac{T}{G} \rightarrow \alpha + \rho + \tau = 1 \quad (38)$$

Donde,

- $\alpha = A/E$ = parte de la energía radiante que es absorbida (absortividad).
- $\rho = R/E$ = parte de la energía radiante que es reflejada (reflectividad).
- $\tau = T/E$ = parte de la energía radiante que es transmitida (transmisividad).

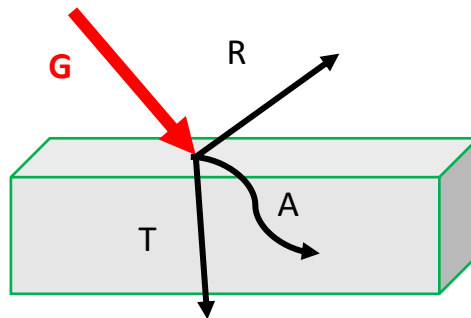


Figura 4.33. Absorción, reflexión y transmisión. **FUENTE:** Elaboración propia.

La absortividad (α) determina la parte de la radiación incidente que es absorbida por la superficie de un cuerpo (G_{abs}), la cual se expresa como:

$$G_{abs} = \alpha \cdot G \quad (39)$$

Por tanto, cuanto mayor sea el valor de α , mayor será la cantidad de radiación incidente absorbida por la superficie receptora, la cual sufrirá un aumento de su energía interna (ΔU) y, como consecuencia, un incremento de su temperatura (ΔT). El valor de α estará comprendido en el rango $0 \leq \alpha \leq 1$ dependiendo de la naturaleza de la irradiación y de la propia superficie. Además, pese a que se trata de un fenómeno únicamente superficial, una vez absorbido, este calor puede transmitirse hacia el interior del sólido por conducción al haberse generado un gradiente de temperatura entre sus extremos.

En el caso de contar con una superficie receptora opaca tendremos que la transmisividad (τ) se podrá considerar despreciable con respecto a su absortividad (α) y reflectividad (ρ), es decir:

$$\tau = 0 ; \alpha + \rho = 1 \quad (40)$$

No obstante, en el caso de los gases o en materiales como el vidrio, algunos minerales y ciertos materiales plásticos la transmisividad es muy alta, siendo su absortividad y reflectividad despreciables con respecto a este valor, dándose el siguiente caso [15] [16]:

$$\tau \approx 1 ; \alpha \approx \rho \approx 0 \quad (41)$$

En el presente estudio, a la hora de evaluar la transferencia global de calor que tendrá lugar en un sistema de refrigeración compuesto por células Peltier, fundamentalmente se tendrá en consideración para los cálculos la transferencia de calor producida por conducción y convección, prestando una menor atención al calor originado y transmitido por radiación, debido a que su cálculo presenta una elevada complejidad y su influencia, en comparación con las otras dos formas de transmisión de calor descritas anteriormente, es mucho menos relevante. No obstante, en la práctica, será necesario mitigar el efecto negativo provocado por el calor desprendido por radiación térmica, tratándolo de manera conjunta con las otras dos formas de transmisión de calor descritas, algo que sí se tendrá en cuenta en los ensayos al utilizar el sensor de flujo térmico y la cámara térmica, como más adelante se explicará.

4.4. DISPOSITIVOS TERMOELÉCTRICOS.

El dispositivo termoelectrico simple o clásico por excelencia es el **termopar**, cuyo origen se remonta al experimento que dio lugar a lo que hoy se conoce como el efecto Seebeck, para el cual T. J. Seebeck construyó un circuito termoelectrico formado, en esencia, por dos materiales conductores de distinta naturaleza (cobre y bismuto) unidos en sus extremos. Actualmente, se define como termopar al circuito formado por la unión de un material semiconductor tipo n (generador de electrones libres) y un material semiconductor tipo p (generador de huecos libres), a través de un material conductor (generalmente cobre).

Haciendo referencia de nuevo al efecto Seebeck, si sometemos a este circuito a un gradiente de temperatura constante entre sus extremos se generará una pequeña fuerza electromotriz que, a su vez, dará lugar a una pequeña corriente eléctrica a través del circuito. De esta forma, el termopar permite medir de manera muy precisa la temperatura en función del voltaje generado (Figura 4.34), por lo que el uso de estos dispositivos termoelectricos simples como sensores térmicos es una de sus aplicaciones más directas y evidentes.

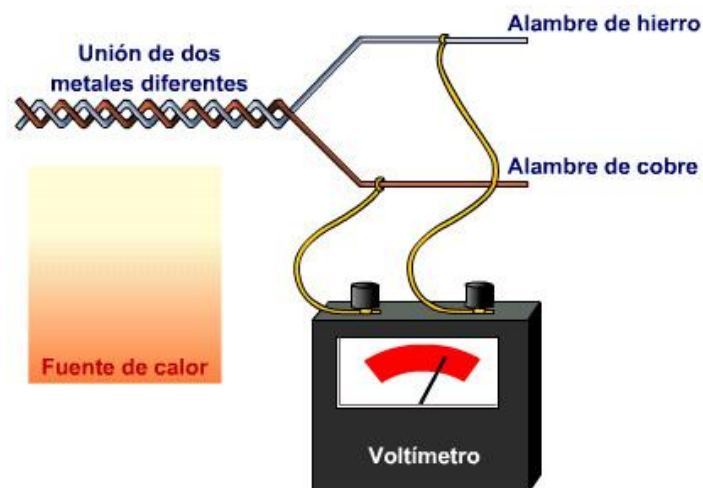


Figura 4.34. Esquema sencillo del funcionamiento de un termopar por efecto Seebeck. **FUENTE:** www.bierzotv.com.



Por otro lado, estos dispositivos también pueden ser utilizados para obtener el efecto contrario, es decir, para obtener por efecto Peltier un gradiente térmico entre los extremos del termopar como resultado de inducir una corriente eléctrica a través del circuito. De esta manera, se consigue que una de las uniones absorba calor aumentando su temperatura, al mismo tiempo que la otra lo cede, enfriándose. Y, por tanto, en función de cuál sea el objetivo perseguido, se podrá aprovechar directamente el frío o el calor generado para su uso en cualquier aplicación que lo requiera.

No obstante, pese a que el efecto Peltier fue descubierto hace más de ocho décadas, el enfriamiento termoeléctrico no fue posible hasta que la científica Mária Telkes (1900, Hungría), quien investigó sobre la energía solar entre 1939 y 1953 en el MIT, inventando en 1947 el primer generador termoeléctrico, y más tarde, en 1953 el primer refrigerador termoeléctrico. Y, por otro lado, el físico ruso Abram Fedorovich Ioffe (1880, Ucrania), quien en 1956 introdujo el concepto de la figura de mérito, impulsaron su desarrollo gracias al descubrimiento de nuevos materiales semiconductores que permitían rendimientos mucho más altos haciendo que el enfriamiento termoeléctrico pudiera convertirse en una realidad.

El reto que estos investigadores tenían es el mismo que se persigue en la actualidad, es decir, tratar de conseguir que los semiconductores, buenos conductores eléctricos, sean también buenos conductores térmicos (su pobre capacidad para conducir el calor es el principal aspecto que frena su desarrollo). Gracias a los estudios llevados a cabo por ambos, hoy se sabe que independientemente de si el objetivo es la generación de energía (por efecto Seebeck) o la obtención de frío o calor (por efecto Peltier), los materiales termoeléctricos utilizados para construir los termopares deberán tener un coeficiente de Seebeck (α) alto, una conductividad eléctrica (σ) elevada y una conductividad térmica (κ) lo más baja posible. Esto es debido a que la eficiencia de un material termoeléctrico depende directamente de lo que se conoce como figura de mérito (Z), la cual se define según la siguiente expresión:

$$Z = \frac{2\alpha\sigma}{\kappa} \quad (42)$$

Cuanto mayor sea el valor de la figura de mérito mayor será eficiencia del dispositivo termoeléctrico. Para conseguirlo, Telkes utilizó uniones compuestas por sulfuro de plomo (PbS) y antimoniuro de zinc (ZnSb), mientras que Ioffe descubrió mejoras en este aspecto utilizando compuestos de telururo de plomo (PbTe) y del seleniuro de plomo (PbSe). Es por ello por lo que actualmente se emplean semiconductores muy densamente dopados como el telururo bismuto (Bi_2Te_3) o el seleniuro de antimonio (Sb_2Se_3), los cuales cumplen con estos requisitos. Sin embargo, debido a que las dimensiones de los elementos semiconductores que forman cada termopar son milimétricas, la potencia que estos dispositivos pueden aportar es insignificante si la comparamos con las potencias refrigerantes o caloríficas demandadas por cualquier aplicación.



Debido a esto, para que los dispositivos termoeléctricos puedan competir con el resto de los métodos clásicos de refrigeración o calefacción, para cubrir con éxito la demanda requerida por determinadas aplicaciones es necesario colocar un gran número de termopares habitualmente dispuestos en serie eléctricamente y en paralelo térmicamente, dando lugar a dispositivos más potentes que puedan ser utilizados en aplicaciones más exigentes. Es así como surgen las células Peltier, capaces de actuar como una pequeña bomba de calor en estado sólido haciendo pasar una corriente eléctrica a través de su circuito interior, formado por una gran cantidad de parejas de semiconductores, lo que provoca, por efecto Peltier, un gradiente térmico entre ambas caras del dispositivo de forma que, una de ellas absorbe calor aumentando su temperatura al mismo tiempo que la otra lo cede provocando su enfriamiento.

No obstante, pese al constante descubrimiento e innovación de los semiconductores, la eficiencia alcanzada por los dispositivos termoeléctricos, tanto para generar electricidad como para producir frío o calor a mediana y gran escala, aún es limitada. Esto explica por qué estos dispositivos termoeléctricos por el momento, tan solo se han instaurado como una alternativa competitiva en aplicaciones de tamaño más reducido, donde sí que han sido capaces de ofrecer grandes ventajas con respecto a otras alternativas, mostrando todo su potencial [13][14][28][33].

A continuación, con el objetivo de determinar la viabilidad del empleo de células Peltier como unidad básica de enfriamiento, en un hipotético dispositivo que pueda convertirse en una nueva alternativa de tratamiento segura y eficaz para tratar la alopecia en pacientes con cáncer, se explicará más en profundidad su principio de funcionamiento y las ventajas e inconvenientes que estas presentan como refrigeradores termoeléctricos en aplicaciones de similares características, entre otros aspectos.

4.4.1. Células Peltier.

Pese a las múltiples aplicaciones que presentan estas células, la finalidad del presente trabajo es la de emplear estos dispositivos como refrigeradores termoeléctricos (TEC), por lo que nos centraremos en esta variante de funcionamiento para su explicación. Así pues, una célula Peltier, también conocida como celda Peltier, bomba de calor Peltier, refrigerador de estado sólido o refrigerador termoeléctrico, es una bomba de calor activa en estado sólido que, a través del consumo de energía eléctrica, es capaz de transferir el calor de un lado del dispositivo al otro por efecto Peltier.

Atendiendo a su configuración, las células Peltier son dispositivos termoeléctricos compuestos fundamentalmente por dos materiales semiconductores extrínsecos, uno de ellos de tipo p o generador de huecos libres, y el otro de tipo n o generador de electrones libres. Ambos componentes son colocados formando parejas o bloques de elementos semiconductores unidos entre sí por ambas caras a través de puentes o láminas de un material conductor, generalmente cobre, que permite el paso de la corriente eléctrica de unos a otros (Figura 4.35).

Por tanto, como ya se ha adelantado anteriormente, las células Peltier son el resultado de la unión de un gran número de dispositivos termoelectricos simples o termopares, dispuestos en paralelo desde el punto de vista térmico y en serie desde el punto de vista eléctrico.

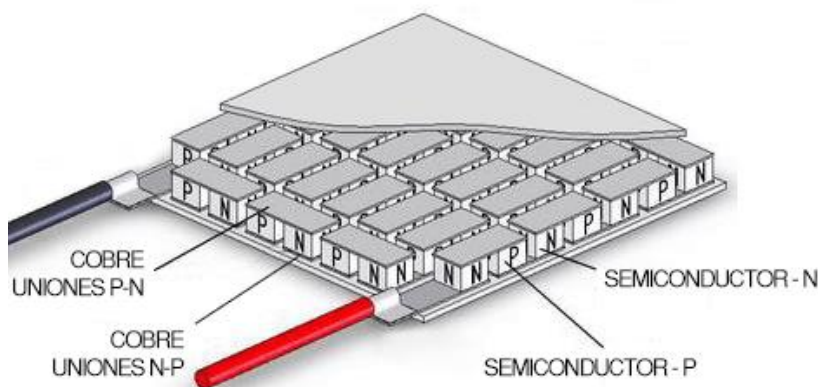


Figura 4.35. Circuito interior de una célula Peltier. **FUENTE:** www.luisllamas.es.

Las más comúnmente comercializadas son las compuestas por telururo de bismuto (Bi_2Te_3) y seleniuro de antimonio (SbSe), dos tipos de elementos semiconductores con coeficientes de Seebeck muy diferentes, lo que permite producir la mayor tensión termoelectrica posible. Además, ambos materiales cumplen también con la condición de ser buenos conductores de la corriente eléctrica y a su vez, malos aliados a la hora de transferir el calor a través de ellos, permitiendo un mejor aislamiento térmico con la intención de que las altas temperaturas alcanzadas en una de las caras de la célula Peltier afecten lo menos posible a las temperaturas frías conseguidas en su cara opuesta.

Finalmente, con el objetivo de aislar eléctricamente todo el circuito se colocan, cubriendo ambas caras de la celda, dos placas de material cerámico, habitualmente porcelana, sobre los puentes o láminas de cobre. Además, este material tiene la característica de ser un buen conductor térmico facilitando la transmisión de calor al exterior.

En la Figura 4.36 se muestra el esquema habitual de una célula Peltier nombrando sus principales partes. En este esquema, se puede observar también como el circuito interior de la celda, formado por las parejas de elementos semiconductores tipo p y n unidos entre sí por puentes de cobre, presenta dos extremos libres: uno en el lado del elemento semiconductor tipo p y otro en el tipo n. Ambos extremos se encuentran unidos respectivamente a un conductor, generalmente de cobre, encargado de permitir la alimentación de la celda mediante el aporte de corriente continua procedente de una fuente de alimentación externa.

OPTIMIZACIÓN DE INSTRUMENTACIÓN PARA TRATAMIENTOS
TÉRMICOS DE USO MÉDICO

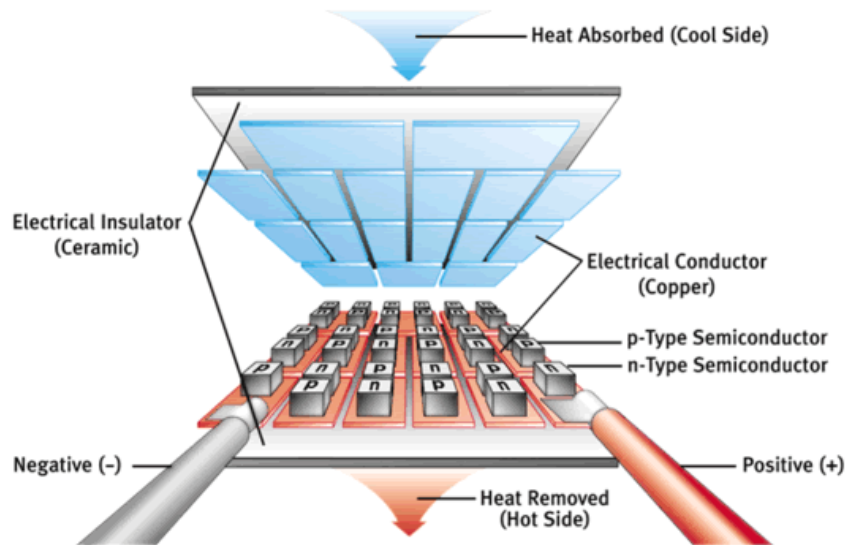


Figura 4.36. Disposición de los elementos constituyentes de una célula Peltier. **FUENTE:** www.profesionalreview.com.

No obstante, lo más habitual es que una única célula Peltier no sea suficiente para aportar la potencia refrigerante necesaria para cubrir la demanda de frío requerida por la gran mayoría de las aplicaciones. Por tanto, estos filamentos de cobre serán utilizados para unir múltiples celdas eléctricamente en serie, paralelo o una combinación de ambas, dando lugar a circuitos más complejos que permitan satisfacer las necesidades de refrigeración requeridas por aplicaciones más exigentes [5][7][26][27].

4.4.1.1. Principio básico de funcionamiento.

Para explicar cómo funcionan las células Peltier cuando son utilizadas como refrigeradores de estado sólido o termoeléctricos, hay que recurrir fundamentalmente a la explicación del **efecto Peltier**, en este caso, aplicándolo directamente a estos dispositivos. No obstante, pese a que nos centraremos en este efecto para su explicación, es necesario tener en cuenta que en su interior también tendrán lugar los efectos de Joule y Thomson, además de los fenómenos propios de la transmisión de calor. Cada uno de ellos tendrá una magnitud e importancia distinta a la hora de afectar al correcto funcionamiento de la célula Peltier como se analizará más adelante.

Dicho esto, gracias al efecto Peltier, al hacer pasar una determinada corriente eléctrica a través del circuito interior de la celda con ayuda de una fuente de corriente continua externa, en el interior de cada elemento semiconductor (p y n) se producirá un desplazamiento de sus portadores de carga mayoritarios (huecos y electrones respectivamente) provocando una mayor concentración de estos en uno de los extremos del semiconductor y, a su vez, un aumento de la temperatura en este lado. Al mismo tiempo que esto sucede, en el otro extremo del semiconductor existirá una ausencia de estos portadores de carga que provocará una disminución de la temperatura en ese lado (Figura 4.37).

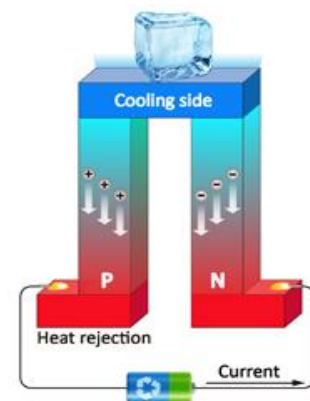


Figura 4.37. Enfriamiento por efecto Peltier. **FUENTE:** www.chem.au.dk.

Por tanto, si extrapolamos este comportamiento a toda la célula Peltier en su conjunto, el resultado será que al hacer pasar una corriente eléctrica continua a través del circuito interior de la celda, una de sus caras o placas cerámicas se calentará al mismo tiempo que la otra se enfriará. El lado que se va a calentar o enfriar dependerá únicamente de la polaridad del circuito, es decir, de cómo conectemos los polos positivo y negativo de la fuente de alimentación a los extremos libres de la célula Peltier.

En la Figura 4.38 se observa de forma simplificada este comportamiento en una única pareja de elementos semiconductores p y n unidos por puentes de cobre formando un termopar, cuando el polo positivo de la fuente de alimentación se encuentra conectado al extremo libre del elemento n, y el polo negativo al extremo libre del elemento p. De esta manera, se puede explicar el comportamiento básico de una célula Peltier atendiendo únicamente a uno de sus elementos básicos constituyentes. Este comportamiento, como veremos a continuación, será extrapolable al de la celda en su totalidad.

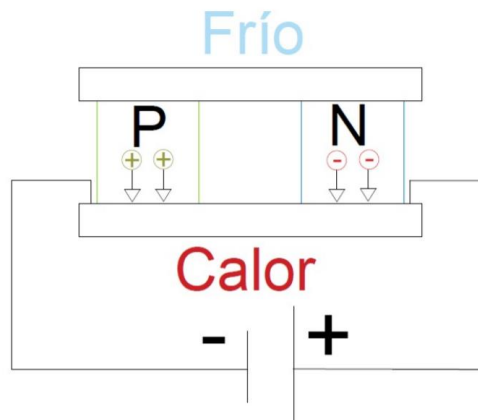


Figura 4.38. Comportamiento básico de una célula Peltier. **FUENTE:** TFG Grado en Ingeniería Eléctrica. Universidad Politécnica de Valencia. Autora: Ainhoa Azorín Penalva.

Como sabemos, el circuito interior de una célula Peltier está formado por un gran número de estas parejas de elementos semiconductores conectadas eléctricamente en serie de tal manera que, si hacemos pasar una corriente eléctrica continua a través del circuito interior de la celda, polarizando el circuito del mismo modo que en el caso anterior (polo positivo conectado al extremo libre del elemento n y polo negativo al extremo libre del elemento p), como se muestra en la Figura 4.39, el efecto Peltier aplicado a todo el circuito interior de la celda en su conjunto, tendrá lugar de forma análoga a lo que sucedía al estudiar una única pareja de elementos semiconductores.

OPTIMIZACIÓN DE INSTRUMENTACIÓN PARA TRATAMIENTOS
TÉRMICOS DE USO MÉDICO

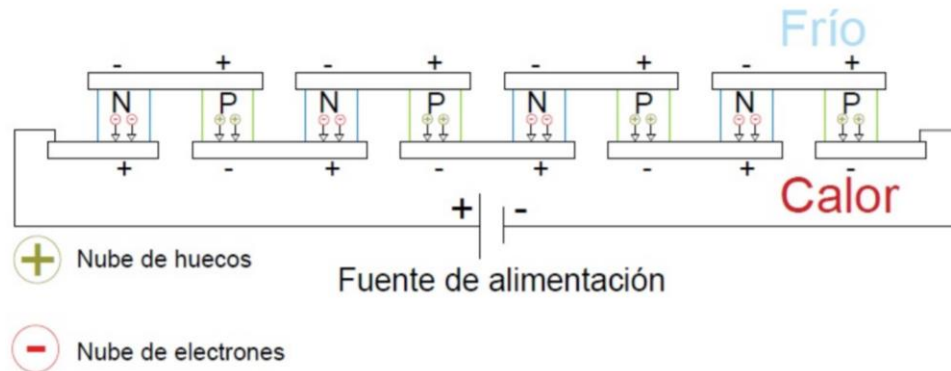


Figura 4.39. Comportamiento de los portadores de carga en el circuito interior de la célula Peltier. **FUENTE:** TFG Grado en Ingeniería Eléctrica. Universidad Politécnica de Valencia. Autora: Ainhoa Azorín Penalva.

Esto sucede debido a que la corriente eléctrica inducida al circuito provoca en cada elemento semiconductor una diferencia de potencial proporcional a la polarización de entrada, de la manera mostrada por los signos que acompañan a cada uno de los elementos semiconductores en la Figura 4.39. En consecuencia, debido a la atracción de cargas de diferente signo, los portadores de carga mayoritarios de los elementos del tipo n (electrones) migrarán hacia el extremo cargado positivamente, mientras que los portadores de carga mayoritarios de los elementos del tipo p (huecos), lo harán hacia su extremo cargado negativamente (en ambos casos hacia la parte inferior).

La ausencia de portadores de carga en el extremo superior de los elementos semiconductores (cercano a la unión semiconductor-metal), provocará un descenso de la temperatura en ese lado. Mientras que en el extremo inferior, la gran concentración de los portadores de carga provocará un aumento de la temperatura, generando un calor que, posteriormente en las aplicaciones relacionadas con la refrigeración, deberá ser disipado (dando lugar a uno de los grandes inconvenientes de este tipo de sistemas para determinadas aplicaciones).

Finalmente, cabe recordar que en caso de invertir la polaridad de la fuente de alimentación, es decir, si se conecta el polo negativo de la fuente de alimentación al extremo libre del elemento n y el polo positivo al extremo libre del elemento p, se producirá el efecto contrario, la cara superior será la que se caliente y la cara inferior la que se enfríe (Figura 4.40) [5][7][26][27].

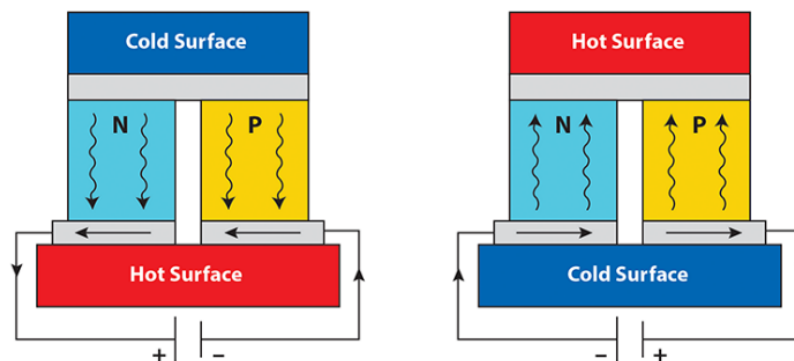


Figura 4.40. Posibilidad de intercambio de focos frío y caliente invirtiendo la polaridad del circuito. **FUENTE:** www.icecube.com.



4.4.1.2. Ecuaciones fundamentales para su estudio.

Debido al efecto Peltier, la cesión de calor por unidad de tiempo que tiene lugar en la cara caliente de la celda como resultado de inducir una corriente eléctrica a través de su circuito interior, viene dada por la expresión:

$$Q_{PC} = \alpha \cdot T_C \cdot I \quad (43)$$

Donde,

- T_C = temperatura de la cara caliente (K).
- α = coeficiente de Seebeck ($\mu\text{V/K}$).
- I = intensidad de la corriente que atraviesa la celda (A).

Al mismo tiempo que esto sucede, en la cara fría tiene lugar por el mismo efecto, una absorción de calor por unidad de tiempo determinada por la siguiente expresión:

$$Q_{PF} = \alpha \cdot T_F \cdot I \quad (44)$$

Donde,

- T_F = temperatura de la cara fría (K).
- α = coeficiente de Seebeck ($\mu\text{V/K}$).
- I = intensidad de la corriente que atraviesa la celda (A).

Además, como en todo circuito eléctrico, se producirán unas pérdidas de calor por unidad de tiempo provocadas por el efecto Joule, las cuales se podrán expresar como:

$$Q_J = I^2 \cdot R \quad (45)$$

Donde,

- I = Intensidad de la corriente que atraviesa la celda (A).
- R = Resistencia eléctrica de la celda Peltier (Ω).

Por último, el gradiente térmico existente entre ambas caras de la celda provocará un efecto de conducción térmica con el fin de alcanzar una temperatura de equilibrio mediante la transferencia de calor de la zona de mayor temperatura (cara caliente) a la de menor temperatura (cara fría), tal que:

$$Q_{CT} = \frac{T_C - T_F}{R_{TH}} \quad (46)$$

Donde,

- T_C = temperatura de la cara caliente (K).
- T_F = temperatura de la cara fría (K).
- R_{TH} = Resistencia térmica entre la cara caliente y la fría (Ω).

Teniendo en cuenta todo lo anterior, como resultado de realizar el balance energético de la celda obtendremos que, el flujo neto de calor absorbido y cedido por las caras fría y caliente respectivamente será:

$$Q_F = Q_{PF} - Q_J - Q_{CT} = \alpha \cdot T_F \cdot I - \frac{1}{2} \cdot I^2 \cdot R - \frac{T_C - T_F}{R_{TH}} \quad (47)$$

$$Q_C = Q_{PC} + Q_J - Q_{CT} = \alpha \cdot T_C \cdot I + \frac{1}{2} \cdot I^2 \cdot R - \frac{T_C - T_F}{R_{TH}} \quad (48)$$

Donde el flujo neto calorífico cedido (Q_C) es precisamente el que deberá ser disipado a través de la cara caliente en aquellas aplicaciones que empleen las células Peltier como sistema de refrigeración. Cabe indicar que, en ambas expresiones, el $1/2$ hace referencia a que se considera que las pérdidas por efecto Joule afectan por igual a ambas caras de la celda, dividiendo su valor entre ambas.

Finalmente, aplicando el primer principio de la Termodinámica se podrá determinar la potencia eléctrica requerida por la célula Peltier, expresada como la diferencia entre los flujos de calor absorbido y cedido por ambas caras, de forma que:

$$P_e = Q_C - Q_F = \alpha \cdot (T_C - T_F) \cdot I + I^2 \cdot R = \alpha \cdot \Delta T \cdot I + I^2 \cdot R \quad (49)$$

La Figura 4.41, muestra de manera simplificada el balance energético que tiene lugar en una célula Peltier, donde la referencia a masa indica el punto de reposo de la temperatura en ambas caras (temperatura ambiente).

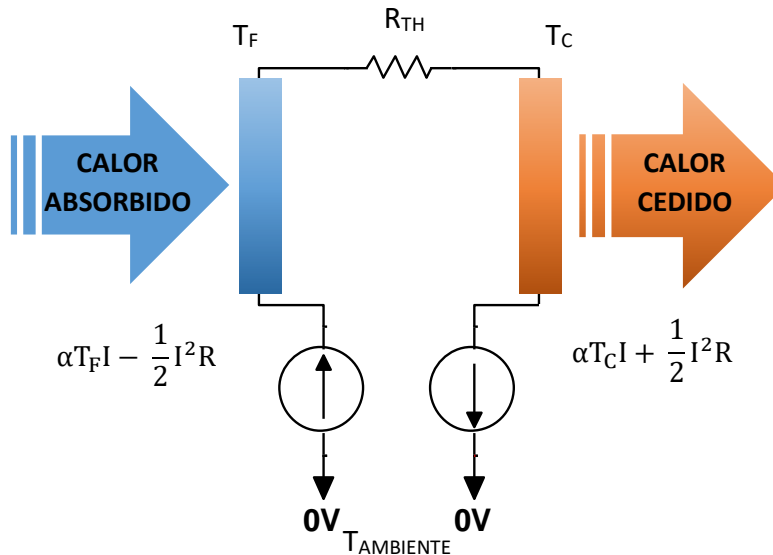


Figura 4.41. Simplificación térmico-eléctrica de los procesos acontecidos en la célula Peltier.
FUENTE: Elaboración propia.

De esta manera, asemejando el flujo de calor absorbido por la cara fría y el cedido por la cara caliente a capacidades caloríficas que reflejen las inercias térmicas de ambas caras, podemos concluir que el circuito térmico-eléctrico equivalente de la célula Peltier será el mostrado en la Figura 4.42 [13].

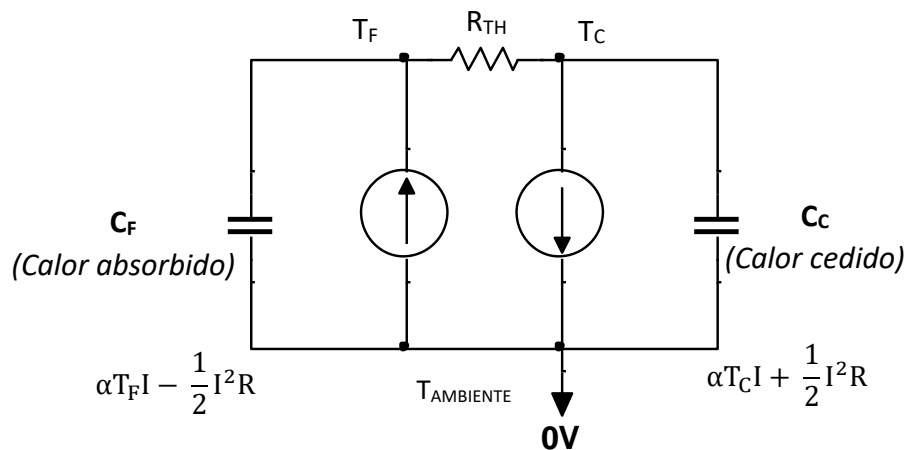


Figura 4.42. Circuito térmico-eléctrico equivalente de la célula Peltier. **FUENTE:** Elaboración propia.

4.4.1.3. Ventajas e inconvenientes de su empleo en sistemas de refrigeración.

El uso de células Peltier en determinados sistemas de refrigeración o calefacción está aumentando considerablemente en los últimos años. Esto es gracias fundamentalmente a que su coste en el mercado es cada vez menor y las aplicaciones para las cuales son útiles son cada vez más (debido a la constante evolución de esta tecnología).

Una de las grandes ventajas que presentan estos dispositivos es la capacidad que ofrecen para controlar de manera muy precisa las temperaturas alcanzadas en ambas caras de la celda con el simple hecho de regular el flujo de corriente eléctrica suministrada a través de una fuente de alimentación externa. Sin embargo, los **rendimientos** que podemos obtener hoy en día utilizando esta tecnología en sistemas de refrigeración son todavía muy bajos y de una gran sensibilidad, dependiendo en gran medida de su montaje y de las propiedades de los semiconductores empleados en su construcción.

El **coeficiente de operación o rendimiento (COP)** de una célula Peltier en aplicaciones de refrigeración, comúnmente denominado **eficiencia de una célula Peltier (ε)**, se define como el cociente entre el calor absorbido por su cara fría (47) y la potencia eléctrica requerida para producir este efecto refrigerante (49):

$$COP = \varepsilon = \frac{Q_F}{P_e} \quad (50)$$

Por ahora, las células Peltier permiten obtener rendimientos del orden del 5–10% de la eficiencia conseguida con un refrigerador ideal, mientras que los sistemas convencionales de refrigeración de ciclo de compresión alcanzan rendimientos del 40–



50%. Además, el comportamiento de una célula Peltier no es lineal, es decir, una mayor potencia eléctrica inducida al circuito no garantiza un aumento de la potencia refrigerante obtenida en su lado frío. Esto es debido a que su rendimiento depende en gran medida de cuatro variables muy sensibles, las cuales son:

- La diferencia entre las temperaturas alcanzadas en las caras caliente y fría de la celda (ΔT).
- La capacidad de disipar la potencia calorífica generada por el dispositivo termoeléctrico en su lado caliente (Q_c).
- La intensidad de la corriente con la que se alimenta a la célula Peltier (I).
- La tensión aplicada en los extremos de la célula Peltier (V).

Siendo necesario para determinar su comportamiento, fijar primero el valor de al menos tres de estas variables. Algunas de las principales consideraciones a tener en cuenta si optamos por su empleo son:

- ***Cuanto más baja sea la temperatura que consigamos en el lado caliente de la celda, menor será la temperatura que conseguiremos en el lado frío.*** Esto es debido a que, el salto térmico conseguido por el efecto Peltier para una determinada intensidad de corriente eléctrica suministrada al circuito permanece prácticamente constante. Por lo que, el principal factor a tener en cuenta a la hora de elegir el tipo de celda que más se adapta un aplicación determinada es el rango de temperatura al cual deben trabajar los semiconductores.
- ***Si sobrepasamos la intensidad máxima de funcionamiento dada por el fabricante para cada tipo de celda, su rendimiento se verá afectado gravemente.*** Cuanto mayor sea la intensidad de la corriente eléctrica suministrada al circuito, mayor capacidad refrigerante que obtendremos. No obstante, si superamos un cierto umbral de intensidad, el calentamiento del conjunto debido al efecto Joule también será mayor, provocando una transferencia de calor hacia la cara fría de la célula y llegando a un punto donde, si seguimos incrementando la intensidad no conseguiremos enfriamiento, ya que estará anulado o superado por el calentamiento provocado por este efecto, dando lugar a una sobrecarga y finalmente acabando por quemar el circuito.
- ***Por último, y a consecuencia de los puntos anteriores, cuanto mayor sea la necesidad de exprimir su potencia refrigerante, mayor será la estructura que tendremos que construir para disipar la gran cantidad de calor generada en la cara caliente por los efectos de Peltier y Joule.*** Esto hace que dejen de ser simplemente unos dispositivos pequeños, ligeros y por ende, manejables, y se conviertan en un aparatoso dispositivo que ofrece menores posibilidades desde el punto de vista ergonómico.

Pese a todo ello, la constante evolución de esta tecnología en el campo de la refrigeración tiene como finalidad la de acabar sustituyendo a los sistemas de refrigeración clásicos por compresión de vapor que conocemos en la actualidad. Algunas de las **principales ventajas** que prometen ser decisivas para dar este salto son:



- Funcionan en ausencia de vibraciones y ruidos incluso a pleno rendimiento.
- Son capaces de operar bajo atmosferas agresivas, sensitivas o severas para la refrigeración convencional.
- Permiten regular fácilmente la potencia refrigerante controlando la tensión de alimentación.
- Ofrecen la posibilidad de intercambiar los focos frío y caliente con el simple hecho de invertir la polaridad de la fuente de alimentación.
- No necesitan apenas mantenimiento al no tener partes móviles ni líquido circulante (no hay riesgo de fugas).
- Garantizan la estanqueidad de los elementos que la componen.
- Permiten un control de las temperaturas alcanzadas con una precisión de hasta los 0,01°C.
- Son capaces de funcionar en cualquier posición.
- Su vida útil es muy prolongada (se ha demostrado que pueden trabajar por encima de las 100.000 horas ininterrumpidamente).
- Son sostenibles con el medio ambiente: no generan la emisión de componentes contaminantes como dióxidos o monóxidos de carbono, sulfuros o clorofluorocarbonos (CFCs), que contribuyen al efecto invernadero y a la destrucción de la capa de ozono (utilizados en los sistemas de refrigeración clásicos).
- Permiten un sencillo reciclaje de sus componentes una vez terminado el ciclo de vida útil del producto.
- Tienen una gran capacidad de adaptación a diferentes diseños gracias a su gran variedad de tamaños y materiales de construcción (pueden ser rígidas o flexibles).

Sin embargo, como se ha adelantado al comienzo del presente apartado, a pesar de las numerosas ventajas que presentan, su bajo rendimiento hace que aún no se tengan en cuenta, por ejemplo, para la refrigeración de grandes volúmenes o para su uso en sistemas de aire acondicionado, donde a priori, encajarían perfectamente debido a su capacidad de conversión inmediata en bomba de calor (simplemente intercambiando los focos caliente y frío invirtiendo la polaridad del circuito) y al bajo voltaje requerido para su funcionamiento.

Algunos de los **principales inconvenientes** que presenta esta tecnología aún en desarrollo a día de hoy, responsables de que todavía no se plantee su uso en determinadas aplicaciones de refrigeración/calefacción a mediana o gran escala, son:

- Presentan rendimientos muy bajos aún lejos de los obtenidos con los sistemas de refrigeración por compresión de vapor actuales, dificultando su progreso fundamentalmente en aplicaciones de refrigeración de mediana y gran escala.
- Necesitan consumir una importante intensidad de corriente eléctrica de manera continua para obtener los saltos térmicos requeridos (elevado consumo energético).
- Necesitan disipar la gran cantidad calor generado en su cara caliente. Las células Peltier por sí solas únicamente son capaces de disipar una cantidad muy limitada



de flujo de calor, por lo que habitualmente necesitaremos dotarlas de una estructura formada por disipadores de calor y ventiladores, entre otros elementos, que permitan aumentar el caudal de calor que es evacuado al ambiente para su correcto funcionamiento, permitiendo mantener la cara fría a la temperatura requerida de operación. Esto provoca que las células Peltier se encuentren relegadas a aplicaciones que demanden pequeños saltos térmicos debido a que esta estructura puede llegar a ser demasiado aparatosa en las aplicaciones más exigentes. En el siguiente apartado se desarrollará este tema más en profundidad dada su relevancia [8][14][28][33].

Debido a estas razones, podemos concluir que las células Peltier, por el momento, son una tecnología que ofrece grandes ventajas para cubrir una demanda de refrigeración más o menos puntual a pequeña escala. Por tanto, esto las hace teóricamente ideales para su uso en el hipotético dispositivo planteado en este documento: un dispositivo portátil y autónomo que pueda convertirse en una mejor alternativa para tratar de evitar o reducir la caída del cabello inducida por los tratamientos de quimioterapia, en comparación a los métodos actuales existentes de enfriamiento del cuero cabelludo explicados anteriormente en este documento, dando soporte a todas aquellas personas con cáncer que deseen someterse a este tipo de tratamientos paliativos.

En este sentido, el principal inconveniente que a priori encontraremos al margen de la disipación del calor, a la cual dedicaremos el siguiente apartado al completo, es la necesidad de disponer de un flujo de corriente continua constante durante su funcionamiento, necesitando que el sistema se encuentre conectado a la red en todo momento (empleando un convertidor de corriente alterna en corriente continua si fuera necesario), o bien, con el objetivo de buscar una mayor independencia del dispositivo, utilizando un conjunto de baterías (previamente cargadas) de una capacidad suficiente para dar la autonomía necesaria (aumentando el peso y las dimensiones del dispositivo final).

4.4.1.4. El inconveniente de la disipación del calor.

El principal inconveniente a la hora de utilizar células Peltier en sistemas de refrigeración reside en que, por sí solas, estas no son capaces de disipar todo el calor generado en la cara caliente por el propio efecto Peltier y por efecto Joule, provocando que este calor sea transferido desde la cara caliente a la fría, aumentando su temperatura. Este efecto hace necesario inducir una mayor potencia a la celda a medida que esta se calienta para tratar de mantener la temperatura estable (manteniendo constante la diferencia de temperatura entre ambas caras), lo que terminará provocando que la celda exceda su máxima potencia de trabajo dando lugar a una sobrecarga que terminará por quemar su circuito interior.

Para evitar que esto suceda, se necesitará dotar a cada celda o conjunto de celdas de un sistema que permita disipar de su cara caliente la cantidad de calor necesario para reducir esta transferencia de calor, hasta el punto de poder obtener la temperatura fría deseada en la otra cara de la celda de forma estable. De esta manera, se podrá mantener el gradiente térmico entre las caras fría y caliente constante y dentro de los valores óptimos considerados por el fabricante.

La estructura que acoplada a la célula Peltier permite expulsar la cantidad adecuada de calor sobrante al ambiente habitualmente está compuesta, en función de las exigencias de uso de la celda y de sus especificaciones técnicas, por uno o varios disipadores de calor, uno o varios ventiladores y pasta térmica, dispuestos como se muestra en la Figura 4.43.

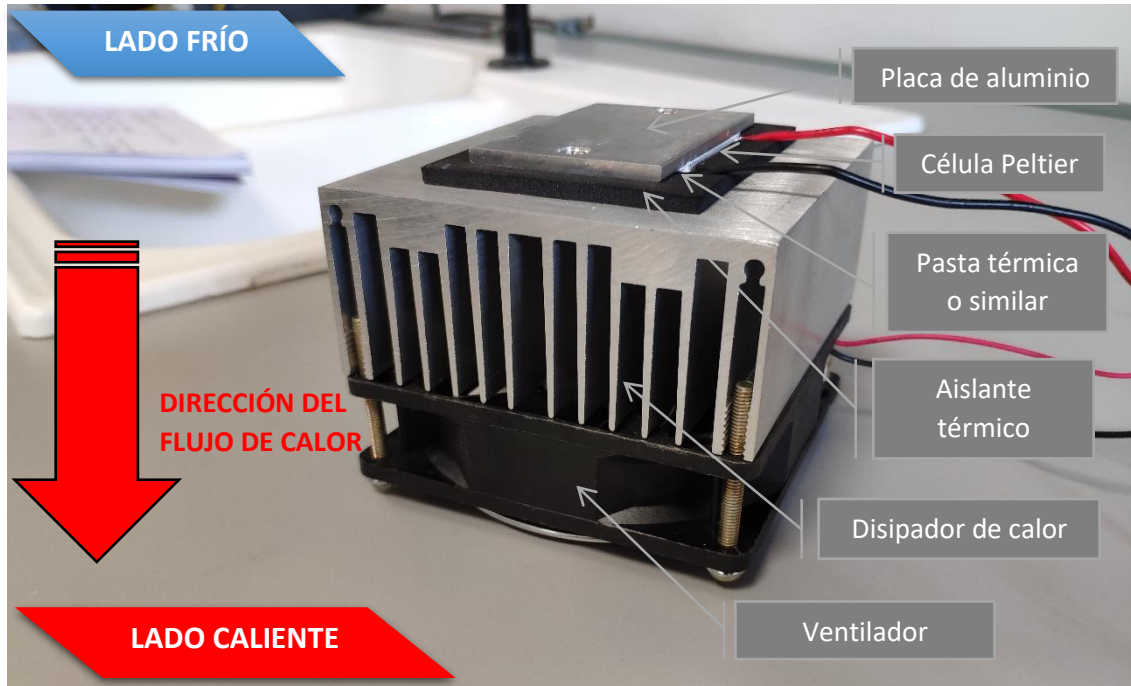


Figura 4.43. Estructura acoplada a la celda para disipar el calor de su cara caliente. **FUENTE:** Elaboración propia.

Las principales características de cada uno de estos elementos son:

- **Disipador de calor:** su misión es la de transferir el exceso de calor de la cara caliente de la célula Peltier al ambiente. Este elemento permite aumentar la superficie de contacto con el exterior facilitando que la evacuación del calor sea mucho más rápida. Suelen ser de aluminio, ya que es un material muy ligero que transmite muy bien el calor por conducción, además de ser económico y de fácil fabricación. El calor se transmite primero de la cara caliente de la celda a la superficie del disipador por conducción y en segundo lugar, de esta al ambiente por convección. Su estructura está compuesta por dos partes claramente diferenciadas (Figura 4.44):
 - Superficie primaria: es la parte del disipador que se encuentra en contacto directo (o a través de pasta térmica) con la superficie caliente de la célula Peltier. Tiene como misión fundamental transferir el calor por conducción, desde la cara caliente de la célula hasta la superficie secundaria del disipador.
 - Superficie secundaria (o de disipación): está formada por las superficies que realmente van a facilitar y acelerar el proceso de disipación del calor sobrante. Su morfología puede ser muy variada, siendo las más comunes las conformadas por superficies planas y rectangulares habitualmente

dispuestas en posición perpendicular a la base. Estas comúnmente reciben el nombre de aletas, son de gran longitud relativa y pequeño espesor. Su misión es de nuevo aumentar el área de intercambio de calor con el ambiente acelerando este proceso, de forma que permiten en primer lugar, disipar este calor por conducción a través del propio material de las aletas, y, finalmente, expulsarlo por convección al ambiente, la cual tendrá lugar entre los huecos que dejan estas superficies. Además, también se producirá una ligera transferencia de calor por radiación térmica.

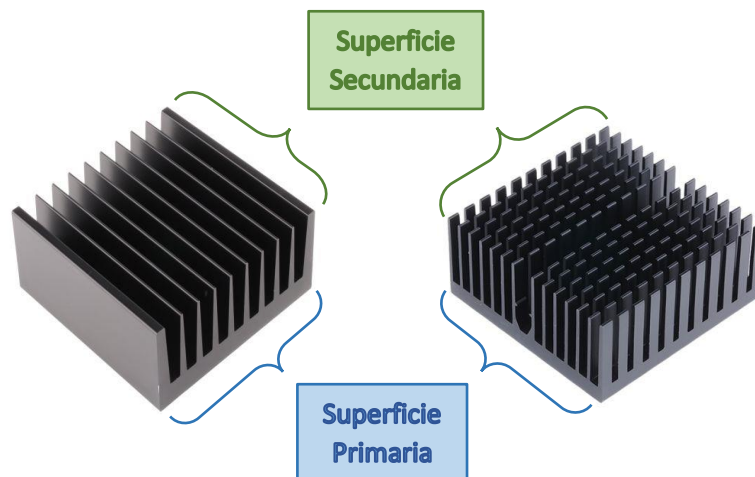


Figura 4.44. Ejemplos de disipadores de calor. Superficies primaria y secundaria.
FUENTE: Elaboración propia. Imágenes: uk.rs-online.com.

- **Ventilador:** su función es la de acelerar el proceso de expulsión del calor procedente del disipador al ambiente por convección forzada. De esta manera, se consigue aumentar la cantidad de calor por unidad de tiempo que seremos capaces de disipar al ambiente, es decir, no solo se aumenta velocidad de transferencia del calor al exterior sino que también se aumenta el volumen neto de calor que somos capaces de expulsar. No obstante, debemos tener en cuenta que la demanda energética global de nuestro sistema aumentará al utilizar estos dispositivos debido a que se necesitará suministrar una corriente continua que, en el caso del modelo mostrado en la Figura 4.45 (utilizado comúnmente para disipar el calor en las CPU), deberá ser de 12 V y de entre 60 y 180 mA de intensidad. Este consumo energético tendrá que añadirse al requerido por las celdas empleadas en nuestro sistema de refrigeración.
- **Pasta térmica:** sustancia que ayuda a aumentar la conducción térmica entre dos o más superficies garantizando un mejor contacto directo entre ellas. Su empleo permite evitar que puedan crearse burbujas diminutas de aire (huecos) entre estas superficies dando lugar a un aislamiento del calor y entorpeciendo el proceso de disipación (por ejemplo, entre la cara caliente de la célula Peltier y la superficie primaria del disipador).



Figura 4.45. Ventilador de 12V.
FUENTE: uk.rs-online.com.



Además, con el fin de controlar en todo momento que el proceso de disipación de calor de nuestro sistema de refrigeración es el óptimo, sería interesante colocar una serie de sensores térmicos (termopares), que permitieran monitorizar las temperaturas alcanzadas en ambas caras de la célula Peltier a tiempo real. Adicionalmente, se podría emplear un tercer sensor para conocer el valor de la corriente suministrada a celda en todo momento, la cual, no deberá superar el 85% de la intensidad de la corriente nominal máxima marcada por el fabricante por razones de seguridad. Por tanto, pudiendo controlar el valor de la intensidad de la corriente suministrada y los valores de las temperaturas alcanzadas en cada una de las caras de la célula Peltier en todo momento, se podrá asegurar que, si estos parámetros se mantienen dentro de los valores óptimos, el sistema de disipación de calor utilizado es el adecuado [5] [18].

4.4.1.5. Aplicaciones de las células Peltier.

Fundamentalmente, las células Peltier están diseñadas para su empleo como unidad básica de enfriamiento en sistemas de refrigeración. No obstante, estos dispositivos también pueden ser utilizados en sistemas de calefacción e incluso, cada vez son más los estudios y avances científicos que tratan de comprobar su viabilidad técnica para formar parte de sistemas de generación de energía eléctrica. Por el momento, su empleo está restringido a aplicaciones relativamente pequeñas, aunque previsiblemente su campo de actuación irá en aumento en los próximos años gracias a los avances que se están consiguiendo como resultado de su constante investigación y desarrollo. A continuación, se detallarán algunas de sus aplicaciones más destacadas:

- **Como sistemas de refrigeración/calefacción:** cada vez es más habitual ver este tipo de tecnología en ámbitos relacionados con la ingeniería farmacéutica, alimentaria o química, entre otras, donde existen procesos que demandan temperaturas muy precisas y controladas de manera estricta, requisitos que las células Peltier son capaces de cumplir.

Actualmente, la cantidad de empresas que apuestan por la investigación y comercialización de células Peltier para estos fines se encuentra en continuo crecimiento, por lo que no es descabellado afirmar que en los próximos años esta tecnología continuará incorporando grandes avances que harán que sea más potente, permitiendo que finalmente, desaparezcan todos aquellos inconvenientes que hoy por hoy impiden en cierta medida su empleo en aplicaciones más exigentes.

Algunas de las aplicaciones para las que se ha comenzado a emplear esta tecnología que permite, por efecto termoeléctrico, mantener un espacio o elemento a una temperatura constante y precisa son:

- En equipos de laboratorio y científicos: formando parte de placas de control de temperatura (para permitir determinadas reacciones químicas), sistemas de control de la temperatura de diodos laser (muy sensibles), cámaras de proceso y climáticas (que permitan reproducir determinados ambientes en ensayos), incubadoras, calorímetros, baños de referencia de punto de congelación o de temperatura constante, osmómetros, higrómetros de

**OPTIMIZACIÓN DE INSTRUMENTACIÓN PARA TRATAMIENTOS
TÉRMICOS DE USO MÉDICO**

punto de rocío, la cámara digital de alta resolución del microscopio electrónico, etc.

- En medicina: formando parte de dispositivos para el almacenamiento móvil o estacionario de sangre, medicamentos, vacunas o material de uso médico. En mantas de hipotermia, termo-estimuladores, congeladores de córnea oftálmica, analizadores de sangre, dispositivos para la preparación y almacenamiento de tejidos, etc.
- En la industria agroalimentaria: formando parte de dispositivos diseñados para la refrigeración de alimentos permitiendo su conservación en las etapas de almacenamiento, elaboración y transporte de estos, etc.
- En hogares: como sistema de refrigeración de dispositivos electrónicos, pequeñas vinotecas, neveras portátiles, deshumidificadores (sistema menos ruidoso y más compacto), cámaras digitales, etc.
- En la industria automovilística: para el enfriamiento de los asientos en climas cálidos o como sistema de aire acondicionado sustituyendo a los actuales (no interfieren en el rendimiento de los motores).
- En el sector militar y aeroespacial: para la refrigeración de dispositivos electrónicos, en sistemas de orientación inerciales de enfriamiento y calentamiento, amplificadores paramétricos y demás equipos utilizados en barcos, submarinos, camiones y aviones (la mayor parte de ellos nombrados ya anteriormente en alguna de las otras categorías).

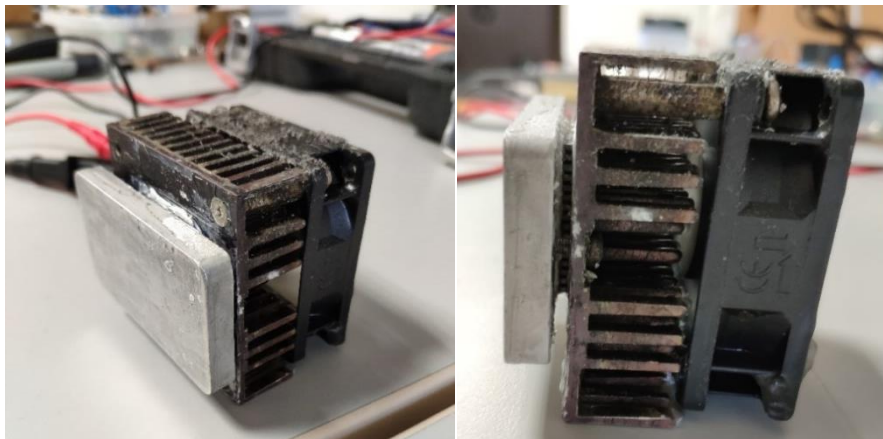


Figura 4.46. Sistema de enfriamiento Peltier utilizado en un dispositivo de control de la temperatura en laboratorio. **FUENTE:** Elaboración propia.

- **Como generadores de corriente eléctrica:** para este tipo de aplicaciones es necesario emplear células de alta gama y mucho mayor precio, diseñadas sacar el máximo partido a su funcionamiento basado en el efecto Seebeck. Esta tecnología todavía se encuentra en una fase temprana de desarrollo pero promete ser muy importante en un futuro no muy lejano. Su objetivo principal es recuperar la energía perdida en los focos calientes, como puede ser un tubo de escape o una turbina de una planta de cogeneración, para transformarla en electricidad útil para el consumo.



En este tipo de aplicaciones, las células Seebeck se colocan entre la fuente de calor y el foco de pérdidas de ésta, sometiéndolas a un gradiente de temperatura entre sus extremos que permite generar energía eléctrica por efecto Seebeck (explicado en apartados anteriores).

Ya desde los años 70, la NASA ha empleado estos generadores termoeléctricos en tareas relacionadas con la exploración espacial: misiones de larga distancia (más allá de Marte) donde la luz del Sol es demasiado débil para poder ser aprovechada por los paneles solares de las sondas. En este caso, la generación de energía proviene del calor producido en la desintegración radioactiva del plutonio 238 (^{238}Pu). Estos generadores se denominaron RTG (Radioisotope Thermoelectric Generators) y todavía se utilizan en la actualidad (la sonda Voyager I, el objeto fabricado por el hombre que más lejos ha llegado en la historia de la humanidad, aplicó esta tecnología).

Otros ejemplos donde se han empleado este tipo de sistemas han sido: la industria de productos químicos, la industria petroquímica, empresas que emplean la biomasa como fuente de energía para sus procesos, turbinas de cogeneración, y, recientemente, la industria automovilística, donde compañías alemanas de automóviles como Volkswagen o BMW han estudiado el ahorro energético que obtendrían al utilizar generadores termoeléctricos para recuperar el calor perdido en la combustión de los motores, transformándolo en energía eléctrica para su propio consumo.

Pero no todo son buenas noticias, la baja eficiencia de estos dispositivos (rendimientos limitados) ha frenado su desarrollo a pesar de que ofrece óptimos resultados en baja potencia y un ahorro energético final muy significativo. Actualmente, se usan fundamentalmente para la generación de energía a bajas potencias, teniendo la finalidad de sustituir a largo plazo a las pilas comerciales, lo que solucionaría los problemas de agotamiento, vertido y contaminación de estas. El objetivo final que persigue esta tecnología es hacerse un hueco en la industria, siendo capaz de utilizar las células Seebeck como generadores de alta potencia que permitan producir energía eléctrica con un gasto cero de combustible aprovechando los focos de calor desperdiciados en los procesos de fabricación. Además, en unos años, estos dispositivos pueden llegar a ser también una alternativa para sustituir a pequeños paneles solares en aplicaciones puntuales [28][33].



5. METODOLOGÍA SEGUIDA Y RESULTADOS OBTENIDOS.

Con el objetivo de poder sacar las conclusiones oportunas sobre si es o no viable (técnica y económicamente) el empleo de un sistema de refrigeración compuesto en esencia por células Peltier para su uso en un nuevo dispositivo alternativo que permita evitar o reducir la alopecia inducida por la quimioterapia en pacientes con cáncer y, que además, sea capaz de mejorar las prestaciones que los diferentes métodos de enfriamiento del cuero cabelludo existentes en la actualidad ofrecen, la Escuela Politécnica de Minas y Energía a través del tutor del presente trabajo fin de grado, ha sido quien ha puesto los medios y materiales necesarios para llevar a cabo este estudio, permitiéndome hacer uso del laboratorio de energías renovables de la escuela, el cual pertenece al Departamento de Energía Eléctrica y Energética de la Universidad de Cantabria.

En este capítulo se detallarán, los materiales utilizados, los cálculos previos realizados y las diferentes pruebas experimentales efectuadas en dicho laboratorio, detallando el procedimiento seguido hasta llegar finalmente a las conclusiones expuestas al final del presente documento.

5.1. CÁLCULOS INICIALES.

Como se ha explicado en anteriores capítulos, el tratamiento será efectivo únicamente si el sistema compuesto por células Peltier es capaz de proporcionar un enfriamiento suficiente para mantener el cuero cabelludo del paciente a una temperatura constante de entre 10 y 15°C durante todo el proceso. Por tanto, para garantizar que esto se cumpla, la cara fría de la célula Peltier deberá alcanzar una temperatura constante de entre 3 y 5°C durante el tratamiento. Este frío inducido permitirá conseguir que la cabeza del paciente disipe, en todo momento, un flujo de calor suficiente para lograr mantener el cuero cabelludo dentro del rango de temperaturas óptimas mencionado.

Además, se debe tener en cuenta que, al mismo tiempo que se produce este enfriamiento, el sistema circulatorio tenderá a continuar irrigando la zona con el fin de devolverla a su temperatura habitual ($\approx 35^{\circ}\text{C}$). No obstante, a medida que el frío aplicado sea capaz de generar la vasoconstricción de los vasos sanguíneos que llegan a las células del folículo piloso, este efecto se verá mermado, y, por tanto, el cuerpo opondrá menor resistencia al enfriamiento inducido, facilitando el control de la temperatura del cuero cabelludo durante el proceso y reduciendo el gasto energético necesario para mantener los valores de temperatura óptimos en todo momento.

En primer lugar, con el objetivo de comenzar a dimensionar el problema, se ha realizado una primera estimación del flujo de calor que habitualmente es disipado de la cabeza al ambiente por convección natural. Para ello, es necesario determinar las dimensiones de la superficie de intercambio térmico, en este caso, el cuero cabelludo del paciente. Con este propósito, suponiendo que el perímetro medio de una cabeza humana adulta se encuentra entorno a los 56–58 cm y aproximando su forma a la de una esfera, dicha superficie de intercambio térmico se podrá calcular de la siguiente manera:



a) Radio y diámetro de una cabeza humana de perímetro 58 cm (caso límite):

$$\text{Perímetro circunferencia} = 2 \cdot \pi \cdot r \quad (51)$$

$$58 \text{ cm} = 2 \cdot \pi \cdot r$$

$$\text{Radio}_{\text{cabeza}} = r = 9,23 \text{ cm}$$

$$\text{Diámetro}_{\text{cabeza}} = 2 \cdot r = 2 \cdot 9,23 \text{ cm} = 18,46 \text{ cm} \quad (52)$$

b) Superficie de la cabeza aproximándola a la de una esfera de $r = r_{\text{cabeza}}$:

$$\text{Superficie}_{\text{cabeza}} \approx \text{Área esfera} = 4 \cdot \pi \cdot r^2 \quad (53)$$

$$\text{Superficie}_{\text{cabeza}} = 4 \cdot \pi \cdot (9,23 \text{ cm})^2$$

$$\text{Superficie}_{\text{cabeza}} = 1.070,56 \text{ cm}^2 = 0,107 \text{ m}^2$$

No obstante, teniendo en cuenta que la superficie a enfriar tan solo será aproximadamente la mitad de este área (sólo se necesita enfriar el cuero cabelludo), la superficie de intercambio térmico final será:

$$S_{\text{intercambio}} = \frac{\text{Superficie}_{\text{cabeza}}}{2} = \frac{0,107 \text{ m}^2}{2} = 0,0535 \text{ m}^2 \quad (54)$$

Partiendo de este planteamiento inicial, se ha calculado el flujo de calor que habitualmente es disipado por la cabeza al ambiente de manera analítica, haciendo uso de las ecuaciones explicadas anteriormente en el apartado dedicado al mecanismo de transmisión de calor por convección. De modo que, suponiendo un caso de transmisión de calor por convección natural entre la superficie del cuero cabelludo ($T_s = 35^\circ\text{C}$) y el aire a temperatura ambiente ($T_\infty = 20^\circ\text{C}$), tenemos que la **temperatura de película (T_f)** de nuestro sistema será, según (32):

$$T_f \equiv \frac{T_s + T_\infty}{2} = \frac{35 + 20}{2} = 27,5^\circ\text{C} + 273,15 = 300,65 \text{ K}$$

El valor de T_s se ha obtenido como resultado de realizar una serie de mediciones de la temperatura alcanzada en diferentes puntos del cuero cabelludo con ayuda de una sonda térmica de contacto (Figura 5.1), tomando el valor máximo registrado para realizar los cálculos (situación límite). A esta temperatura y a presión atmosférica, las propiedades termofísicas del aire se podrán obtener por el método de interpolación a partir de los datos recogidos en la Tabla 5.1.



**OPTIMIZACIÓN DE INSTRUMENTACIÓN PARA TRATAMIENTOS
TÉRMICOS DE USO MÉDICO**



Figura 5.1. Medidor multifunción Testo 435-2 y sonda térmica de contacto. **FUENTE:** Elaboración propia.

Tabla 5.1. Propiedades fisicoquímicas del aire a presión atmosférica. **FUENTE:** ÇENGEL, Yunus A. y John M. CIMBALA, "Mecánica de fluidos: Fundamentos y Aplicaciones", 1ª edición, McGraw-Hill, 2006. Tabla A-9.

T (°C)	ρ (kg/m ³)	c_p (kJ/kg·K)	$\mu \cdot 10^6$ (N·s/m ²)	$\nu \cdot 10^6$ (m ² /s)	$k \cdot 10^3$ (W/m·K)	$\alpha \cdot 10^6$ (m ² /s)	Pr
-150	2.867	0.982	8.64	3.013	11.71	4.157	0.7246
-100	2.039	0.965	11.90	5.835	15.82	8.034	0.7263
-90	1.927	0.975	12.49	6.482	16.62	8.842	0.7330
-80	1.828	0.983	13.07	7.153	17.42	9.692	0.7381
-70	1.738	0.990	13.64	7.850	18.22	10.59	0.7414
-60	1.656	0.995	14.20	8.572	19.01	11.53	0.7433
-50	1.582	0.999	14.74	9.317	19.79	12.52	0.7440
-40	1.514	1.002	15.27	10.08	20.57	13.56	0.7436
-30	1.452	1.004	15.79	10.88	21.34	14.65	0.7425
-20	1.394	1.005	16.30	11.69	22.11	15.78	0.7408
-10	1.341	1.006	16.80	12.52	22.88	16.96	0.7387
0	1.292	1.006	17.29	13.38	23.64	18.17	0.7362
5	1.269	1.006	17.54	13.82	24.01	18.80	0.7350
10	1.247	1.006	17.78	14.26	24.39	19.44	0.7336
15	1.225	1.007	18.02	14.71	24.76	20.08	0.7323
20	1.204	1.007	18.25	15.16	25.14	20.74	0.7309
25	1.184	1.007	18.49	15.61	25.51	21.40	0.7296
30	1.164	1.007	18.72	16.08	25.88	22.08	0.7282
35	1.146	1.007	18.95	16.54	26.25	22.76	0.7268
40	1.117	1.007	19.18	17.02	26.62	23.45	0.7255
45	1.110	1.007	19.41	17.49	26.99	24.16	0.7241
50	1.092	1.007	19.63	17.97	27.35	24.87	0.7228

Por ejemplo, para obtener el valor de la **densidad del aire (ρ)** bajo estas condiciones de presión y temperatura, tendremos que operar de la siguiente forma:

T (°C)	ρ (kg/m ³)
25	1,184
27,5	$\rho_{27,5^\circ\text{C}}$
30	1,164

$$\frac{(27,5 - 25)}{(30 - 25)} = \frac{(\rho_{27,5^\circ\text{C}} - 1,184)}{(1,164 - 1,184)} \rightarrow \rho_{27,5^\circ\text{C}} = 1,174 \text{ kg/m}^3 \quad (55)$$



Una vez calculada, se repite el mismo procedimiento para determinar los valores del **calor específico (Cp)**, **conductividad térmica (k)** y **viscosidad dinámica (μ)** del aire a 27,5°C y 1 atmósfera de presión, obteniendo los valores mostrados en la Tabla 5.2.

Tabla 5.2. Propiedades termofísicas del aire a 27,5°C y presión atmosférica. **FUENTE:** Elaboración propia.

PROPIEDAD	ABREVIATURA	VALOR	UNIDADES
Densidad	ρ	1,174	kg/m ³
Calor específico	Cp	1.007	J/Kg·K
Conductividad térmica	k	0,02569	W/m·K
Viscosidad dinámica	μ	1,8605·10 ⁻⁵	kg/m·s

A partir de estos datos, somos capaces de calcular el valor del **coeficiente de difusividad térmica (α)** y la **viscosidad cinemática (ν)** del fluido a través de las siguientes expresiones, para finalmente obtener el **número de Prandtl (Pr)** utilizando la ecuación (31):

$$\nu = \frac{\mu}{\rho} \quad (56)$$

$$\nu = \frac{1,8605 \cdot 10^{-5} \text{ kg/m} \cdot \text{s}}{1,174 \text{ kg/m}^3} = 1,5847 \cdot 10^{-5} \text{ m}^2/\text{s}$$

$$\alpha = \frac{k}{\rho \cdot C_p} \quad (57)$$

$$\alpha = \frac{0,02569 \text{ W/m} \cdot \text{K}}{1,174 \text{ kg/m}^3 \cdot 1.007 \text{ J/Kg} \cdot \text{K}} = 2,173 \cdot 10^{-5} \text{ m}^2/\text{s}$$

$$Pr = \frac{\nu}{\alpha} = \frac{1,5847 \cdot 10^{-5} \text{ m}^2/\text{s}}{2,173 \cdot 10^{-5} \text{ m}^2/\text{s}} = 0,7292$$

Además, se necesita determinar el **número de Grashoff (Gr)**, el cual establece en los casos de convección natural, la relación existente entre las fuerzas de flotabilidad y las fuerzas viscosas en el interior del fluido. Su valor viene determinado por la ecuación (30), donde L es la longitud característica (en este caso, el diámetro de la esfera) y β el **coeficiente de dilatación térmica** del fluido, definido como:

$$\beta = \frac{1}{T_f} \quad (58)$$

$$\beta = \frac{1}{300,65 \text{ K}} = 0,003326 \text{ K}^{-1}$$

Siendo,

$$Gr = \frac{g \cdot \beta \cdot (T_s - T_\infty) \cdot L^3}{\nu^2} = \frac{9,81 \text{ m/s}^2 \cdot 0,003326 \text{ K}^{-1} \cdot 15 \text{ K} \cdot (0,185 \text{ m})^3}{(1,5847 \cdot 10^{-5} \text{ m}^2/\text{s})^2}$$

$$Gr = 12339671$$



El siguiente paso es calcular el **número de Rayleigh (Ra)**, encargado de determinar la transición entre régimen laminar y turbulento en los casos de convección natural (34):

$$Ra = Gr \cdot Pr = 12339671 \cdot 0,7292 = 8998088,1$$

Los parámetros obtenidos, nos permitirán calcular el **número de Nusselt (Nu)** correspondiente a este caso concreto de convección natural entre una esfera (cabeza) y el fluido que la rodea (aire), a través de la siguiente ecuación (Tabla 4.6), válida para $Pr > 0,7$ y $Ra < 10^{11}$:

$$Nu = 2 + \frac{0,589 \cdot Ra^{1/4}}{\left[1 + \left(\frac{0,469}{Pr}\right)^{9/16}\right]^{4/9}} = 2 + \frac{0,589 \cdot (8998088,1)^{1/4}}{\left[1 + \left(\frac{0,469}{0,7292}\right)^{9/16}\right]^{4/9}} = 26,965 \quad (59)$$

Una vez hallado, se puede calcular el **coeficiente de convección promedio** en la superficie de la esfera despejando el valor de **h** en la ecuación (28):

$$h = \frac{Nu \cdot k}{L} = \frac{26,965 \cdot 0,02569 \text{ W/m} \cdot \text{K}}{0,185 \text{ m}} = 3,744 \text{ W/m}^2 \cdot \text{K}$$

De esta manera, se conocen todos los datos necesarios para determinar el **flujo de calor (Q̇)** disipado por la cabeza al ambiente (en W/m²), a través de la ecuación (27), siendo su valor:

$$\dot{Q} = h \cdot (T_s - T_{\infty}) = 3,744 \text{ W/m}^2 \text{K} \cdot [(35 + 273,15) - (20 + 273,15)] \text{ K}$$

$$\dot{Q} = 56,17 \text{ W/m}^2$$

Hay que tener en cuenta que el cálculo realizado **no tiene en consideración el calor disipado al ambiente por conducción y radiación**, y que, por tanto, éste se debe exclusivamente al fenómeno de convección natural. Además, existe una cierta **incertidumbre en el cálculo del número de Nusselt**, debido a que, en función de la correlación utilizada, el coeficiente de convección promedio que se obtiene varía sensiblemente.

Por ello, con el objetivo de poder contrastar y afinar estos resultados, se ha realizado una prueba experimental en el laboratorio con ayuda de un **sensor de flujo térmico** el cual, es un transductor capaz de generar una señal eléctrica proporcional al calor total aplicado en la superficie del propio sensor (Figura 5.2). De modo que, la tensión de la señal eléctrica generada (del orden de los mV), medida con ayuda de un multímetro, permite determinar el flujo de calor que pasa a través de la sonda mediante un sencillo factor de conversión dado por el fabricante, en función del tipo de sensor empleado. El factor de conversión a utilizar es el siguiente:

$$5,77 \mu\text{V} = 1 \frac{\text{W}}{\text{m}^2} \quad (60)$$

En este caso, la medición realizada por la sonda tendrá en cuenta el flujo de calor disipado al ambiente tanto por convección natural, como por conducción y radiación, permitiendo obtener un valor mucho más fiable y preciso, que pueda ser utilizado para estimar la demanda energética del tratamiento (térmica y eléctrica).

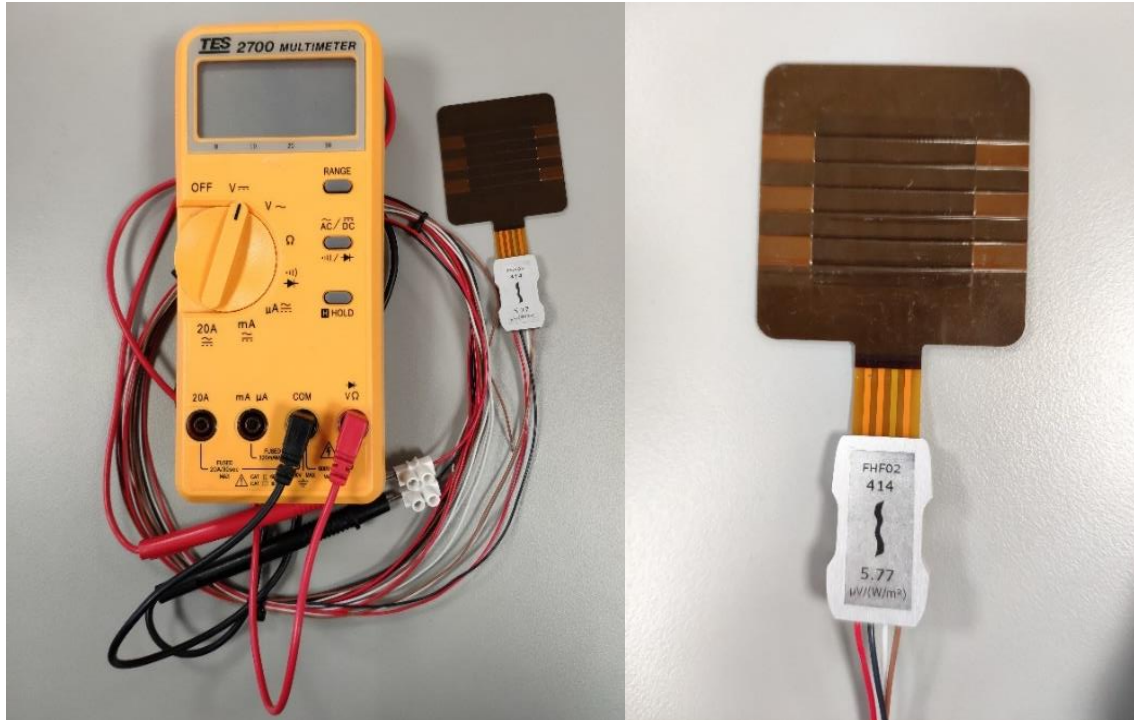


Figura 5.2. Multímetro y sensor de flujo térmico. **FUENTE:** Elaboración propia.

El ensayo ha consistido en anotar los valores registrados por el multímetro al colocar la superficie del sensor sobre distintas zonas de la cabeza: parte frontal, parte posterior y zonas cercanas a las ramificaciones de las arterias occipitales (habitualmente la zona más caliente). Los resultados obtenidos han oscilado entre 0,9 y 1,4 mV, por lo que se ha tomado un valor promedio de 1,2 mV para realizar el cálculo. De manera que, aplicando el factor de conversión para traducir esta tensión promedio a valores de flujo térmico disipado por la cabeza al ambiente en W/m² (para T_∞ = 20°C), se ha obtenido un valor de:

$$\dot{Q} = 1,2 \text{ mV} \cdot \frac{1000 \mu\text{V}}{1 \text{ mV}} \cdot \frac{1 \frac{\text{W}}{\text{m}^2}}{5,77 \mu\text{V}} = 207,97 \frac{\text{W}}{\text{m}^2} \approx 208 \frac{\text{W}}{\text{m}^2} \quad (61)$$

Una vez realizado este cálculo, se ha repetido la prueba utilizando un gel refrigerante (el habitual para tratar lesiones musculares o hematomas, entre otras dolencias) enfriado previamente a una temperatura de -3,8°C y colocado directamente sobre la cabeza, ubicando el sensor de flujo térmico en una posición intermedia entre el cuero cabelludo y el gel, con el objetivo de observar cuanto mayor es el flujo de calor disipado por la cabeza al estar sometida a un enfriamiento similar al provocado por los tratamientos de enfriamiento del cuero cabelludo existentes en la actualidad.



En este caso, la señal eléctrica proporcionada por el sensor medida con ayuda del multímetro ha tenido un valor promedio de 5 mV, correspondiente a un flujo de calor disipado de:

$$\dot{Q}_{gel\ frío} = 5\text{ mV} \cdot \frac{1000\ \mu\text{V}}{1\text{ mV}} \cdot \frac{1\ \frac{\text{W}}{\text{m}^2}}{5,77\ \mu\text{V}} = 866,55\ \frac{\text{W}}{\text{m}^2} \approx \mathbf{867\ \frac{\text{W}}{\text{m}^2}} \quad (62)$$

Es decir, aplicando el gel conseguimos disipar un flujo de calor cuatro veces superior al disipado de forma natural por la cabeza a temperatura ambiente. Por tanto, la **potencia calorífica** (P_{th}) necesaria para satisfacer las necesidades térmicas del tratamiento en todo momento consiguiendo una refrigeración óptima del cuero cabelludo del paciente será del orden de:

$$P_{th} = \dot{Q}_{gel\ frío} \cdot S_{intercambio} \quad (63)$$

$$P_{th} = 867\ \frac{\text{W}}{\text{m}^2} \cdot 0,0535\ \text{m}^2 = 46,38\ \text{W}_{th} \approx 50\ \text{W}_{th}$$

Y, teniendo en cuenta que la **eficiencia** (ϵ) de las células Peltier en la actualidad difícilmente supera el 15%, la **potencia eléctrica** (P_e) que como mínimo, en el mejor de los casos, necesitaremos suministrar al circuito Peltier con el fin de obtener la potencia calorífica estimada será de aproximadamente, según (50):

$$P_e = \frac{Q_F}{\epsilon} = \frac{P_{th}}{\epsilon} = \frac{50\ \text{W}_{th}}{0,15} = 333,3\ \text{We}$$

5.2. PRIMEROS ENSAYOS CON CÉLULAS PELTIER.

Una vez se tiene una idea aproximada de la potencia térmica y eléctrica que necesitaremos proporcionar, respectivamente, a la cabeza del paciente y al circuito interior del hipotético dispositivo de enfriamiento utilizando la tecnología Peltier, con el fin de conseguir satisfacer la demanda energética del tratamiento de enfriamiento del cuero cabelludo que se pretende cubrir, se ha comenzado a investigar el potencial que pueden llegar a tener los diferentes tipos de células Peltier que tenemos disponibles en el laboratorio, con el fin de determinar si son o no útiles para esta aplicación de refrigeración en concreto, y, en caso afirmativo, qué tipo y combinación de estas permite satisfacer mejor las necesidades del tratamiento.

Para ello, se centrará el interés en buscar la mejor forma de disipar el calor generado en su cara caliente (principal inconveniente de esta tecnología), tratando además de optimizar al máximo el tamaño del dispositivo (dado que el sistema de disipación de calor habitualmente montado en los módulos Peltier comerciales puede resultar demasiado aparatoso para su uso en una aplicación de estas características). En la Tabla 5.3 se recogen las principales especificaciones técnicas de los tres tipos de células Peltier sometidas a estudio (Figura 5.3).

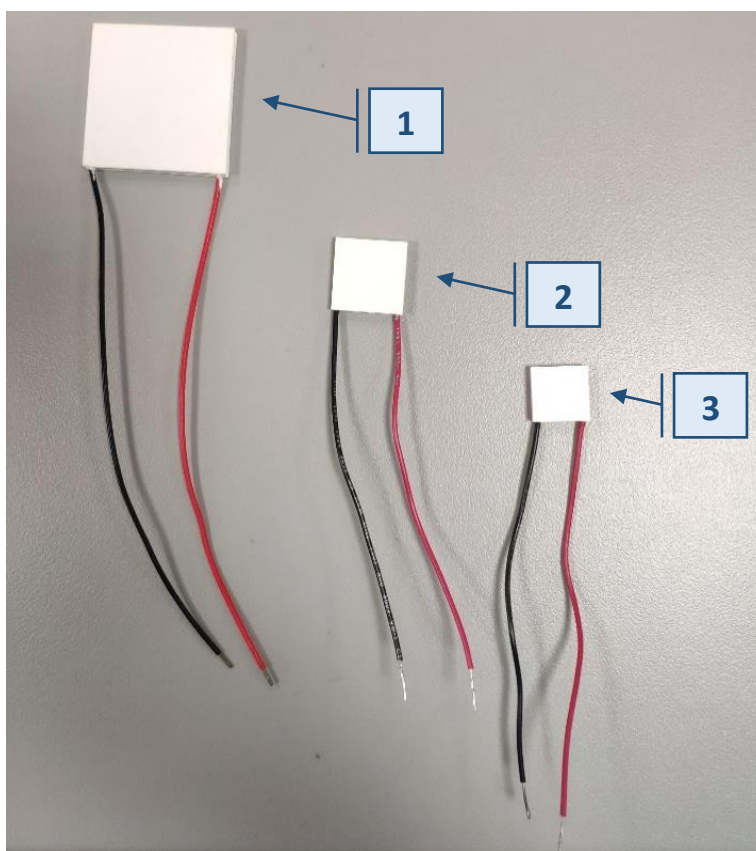


Figura 5.3. Tipos de células Peltier utilizadas para el estudio. **FUENTE:** Elaboración propia.

Tabla 5.3. Principales especificaciones técnicas de las células Peltier utilizadas. **FUENTE:** Elaboración propia. Datos: página web del vendedor (es.rs-online.com).

	1	2	3
Potencia máxima (W)	100	21,2	8,6
Variación de temperatura máxima (K)	66	74	74
Intensidad Máxima (A)	10,5	3,9	3,9
Tensión Máxima (V)	15,4	8,8	3,8
Área Activa (mm²)	40 x 40	20 x 20	15 x 15
Longitud del Área Activa (mm)	40	20	15
Grosor del Área Activa (mm)	3,3	3,6	3,6
Anchura del Área Activa (mm)	40	20	15
Referencia fabricante	TEC1-12710HTS	ET-071-10-13-RS	ET-031-10-13-RS

Tras una serie de pruebas iniciales con los distintos modelos mencionados para familiarizarnos con la tecnología Peltier, se ha podido constatar la rapidez con la que estas consiguen proporcionar un frío intenso en su cara fría. No obstante, por sí solas y sin el aparatoso sistema de disipación de calor que habitualmente incorporan los módulos Peltier comerciales, no son capaces de evitar que rápidamente el calor generado en su cara caliente (aún más intenso) se transfiera por conducción térmica hacia la cara fría calentando el conjunto a altísimas temperaturas en cuestión de segundos.

5.2.1. Pruebas con el módulo Peltier comercial.

Como punto de partida, con la finalidad de poder determinar realmente el potencial que pueden llegar a tener estos dispositivos termoeléctricos para cubrir las necesidades de refrigeración del tratamiento planteado en el presente documento, y, teniendo en cuenta que las células Peltier ya han sido utilizadas con éxito en otras aplicaciones de refrigeración de características relativamente similares, se han realizado una serie de pruebas experimentales con un módulo Peltier comercial (Figura 5.4), cuyas principales especificaciones técnicas son las recogidas en la Tabla 5.4.

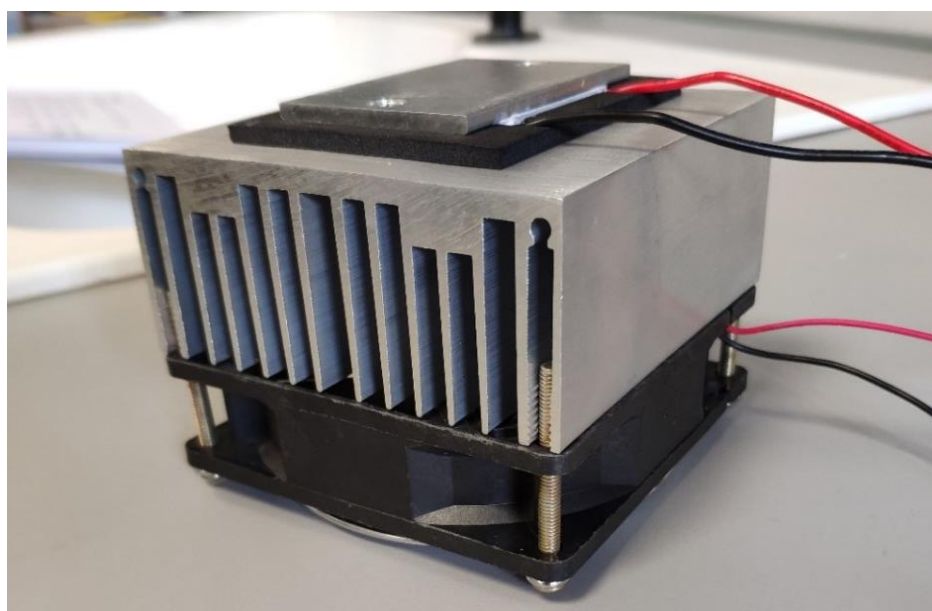


Figura 5.4. Módulo comercial compuesto por: un ventilador, un disipador y una célula Peltier (modelo TEC1-12710HTS). **FUENTE:** Elaboración propia.

Tabla 5.4. Especificaciones técnicas del módulo Peltier Comercial (TEC1-12710HTS). **FUENTE:** Elaboración propia. Datos: página web del vendedor (www.cetronic.es).

Dimensiones del módulo (Largo x Alto x Ancho)	89,74 x 91,07 x 69,72	mm
Peso	455,13	gr
Longitud de los cables	280	mm
Tensión Nominal (Recomendada)	12	V
Intensidad Nominal (Recomendada)	5	A
Tensión Máxima	15,4	V
Intensidad Máxima	10,5	A
Referencia célula Peltier fabricante	TEC1-12710HTS	(1, Tabla 5.3)
Tensión Nominal Ventilador	12	V
Superficie de Intercambio térmico	60 x 40	mm ²

Antes de comenzar la parte experimental del estudio, se han realizado dos ensayos iniciales previos para comprobar en torno a que valores se encuentra la **eficiencia energética (ϵ)** que podemos obtener utilizando un módulo Peltier comercial de estas características para su uso en aplicaciones de refrigeración, la cual es altamente sensible a la capacidad de disipación de calor del sistema (temperatura de la cara caliente) y a la temperatura y características térmicas de la superficie a enfriar.

El valor de ϵ , es la relación entre la potencia eléctrica (P_e) inducida al circuito interior de la célula Peltier y la potencia térmica útil (P_{th}), en este caso, la potencia refrigerante extraída de su cara fría en cada instante. Para analizar su valor, se han realizado dos pruebas alimentado por separado la célula Peltier y el ventilador del módulo comercial a la tensión recomendada por el fabricante (12 V en ambos casos). En estas condiciones, con ayuda del sensor de flujo térmico, se ha medido la transferencia de calor de forma periódica, en W/m^2 , que ha tenido lugar entre el lado frío del sistema Peltier y la superficie de aluminio que se pretende enfriar.

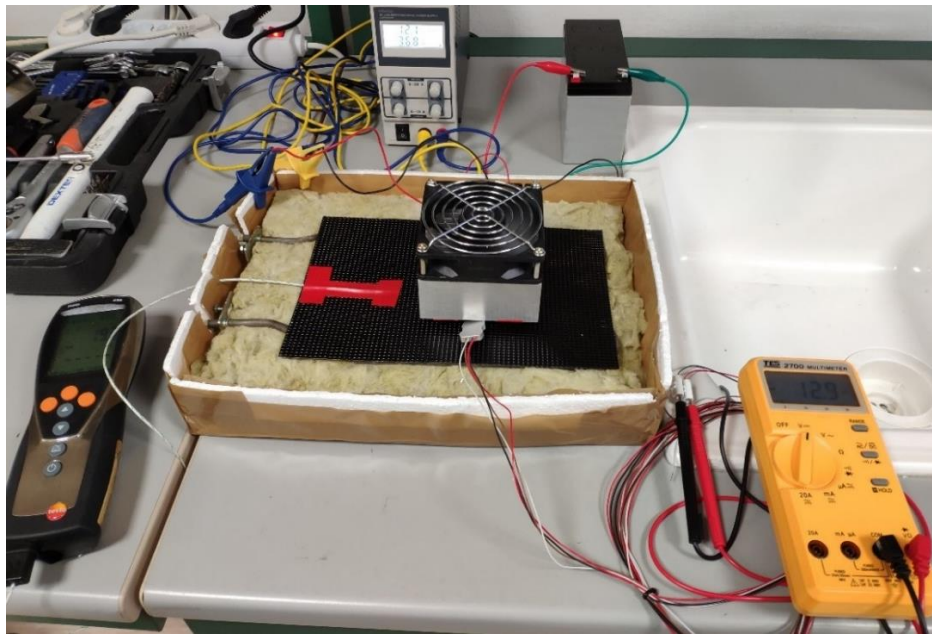


Figura 5.5. Ensayo 1 para determinar la eficiencia del módulo Peltier comercial. **FUENTE:** Elaboración propia.

En el primer ensayo (Figura 5.5), se ha comprobado el comportamiento del módulo Peltier comercial al tratar de enfriar la superficie de aluminio de $25 \times 16 \text{ cm}^2$, cuando ésta se encuentra a la temperatura ambiente ($T_{\infty} = 20,1^{\circ}\text{C}$).

Tabla 5.5. Resultados del ensayo 1 para determinar la eficiencia del módulo Peltier comercial al enfriar una placa de aluminio a temperatura ambiente ($T_{\infty} = 20,1^{\circ}\text{C}$). **FUENTE:** Elaboración propia.

CORRIENTE SUMINISTRADA	Tensión (V)	12						
	Intensidad (A)	3,59						
	Pe (W)	43,08						
REGISTRO SENSOR DE FLUJO TÉRMICO	V (mV)	0,1	9,3	9,7	9,7	9,7	9,6	9,6
	Q (W/m^2)	17	1612	1681	1681	1681	1664	1664
	Pth (W)	0,04	3,87	4,03	4,03	4,03	3,99	3,99
	ϵ (%)	-	8,98%	9,37%	9,37%	9,37%	9,27%	9,27%
	t (min)	0	30"	1	2	5	10	15

En la Tabla 5.6 se recogen los resultados obtenidos durante la realización del primer ensayo, en el que se ha alimentado el circuito interior de la celda a la tensión recomendada de 12 V y a una intensidad de 3,59 A de manera constante, siendo la potencia eléctrica suministrada:



$$P_e = V \cdot I = 12 \text{ V} \cdot 3,59 \text{ A} = \mathbf{43,08 \text{ W}} \quad (64)$$

Sin embargo, tomando como ejemplo el flujo de calor, en mV, medido por el sensor de flujo térmico al quinto minuto de ensayo (9,7 mV), podemos determinar que la capacidad de refrigeración del sistema Peltier en ese instante (calor absorbido), en W/m², tiene un valor de:

$$\dot{Q}_5 = 9,7 \text{ mV} \cdot \frac{1000 \mu\text{V}}{1 \text{ mV}} \cdot \frac{1 \frac{\text{W}}{\text{m}^2}}{5,77 \mu\text{V}} = \mathbf{1681 \frac{\text{W}}{\text{m}^2}} \quad (65)$$

Y, por tanto, teniendo en cuenta que el flujo de calor calculado se transmite a través de una placa de aluminio de sección 60 x 40 mm², acoplada directamente sobre la cara fría de la célula Peltier en el módulo comercial, la **potencia refrigerante** obtenida en ese instante se puede calcular como:

$$P_{th5} = \dot{Q}_5 \cdot S_{intercambio} = 1681 \frac{\text{W}}{\text{m}^2} \cdot [(60 \cdot 40) \cdot 10^{-6}] \text{ m}^2 = \mathbf{4,03 \text{ W}} \quad (66)$$

Siendo la eficiencia energética (ϵ) obtenida con el módulo Peltier en ese instante:

$$\epsilon_5 = \frac{P_{th5}}{P_e} = \frac{4,03 \text{ W}}{43,08 \text{ W}} = 0,0935 \equiv \mathbf{9,35\%} \quad (67)$$

Siguiendo este mismo procedimiento de cálculo se han determinado todos los valores recogidos en la tabla de resultados mostrada anteriormente (Tabla 5.6), los cuales se han representado en el gráfico de la Figura 5.6.

EFICIENCIA ENERGÉTICA DEL MÓDULO PELTIER COMERCIAL: ENSAYO 1

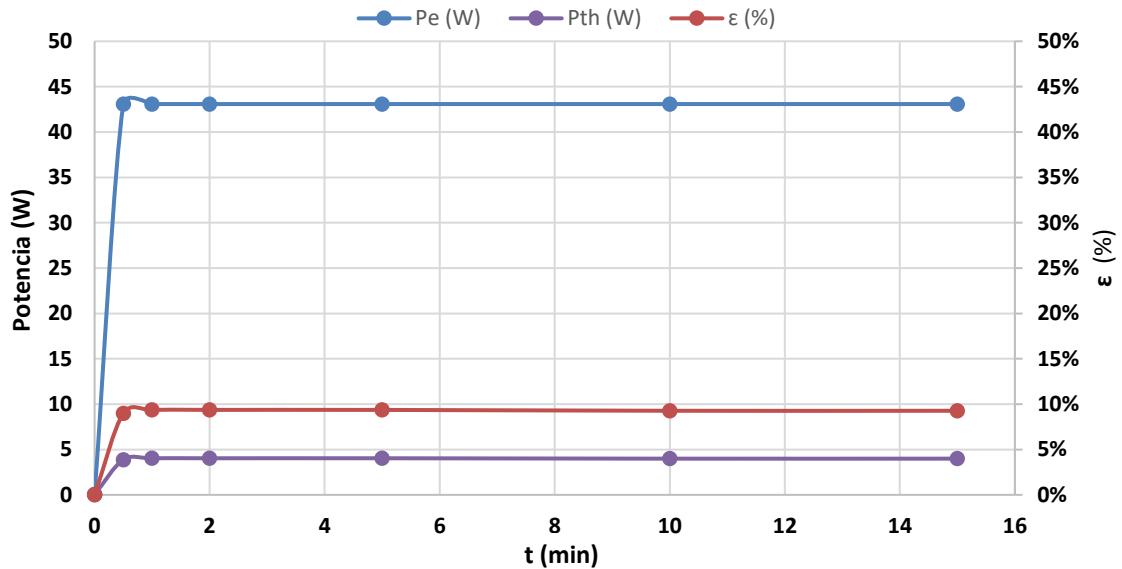


Figura 5.6. Representación gráfica de los resultados del ensayo 1 para determinar la eficiencia del módulo Peltier comercial. **FUENTE:** Elaboración propia.

Por otro lado, se ha realizado un segundo ensayo con el objetivo de simular, de forma aproximada, lo que ocurriría al intentar enfriar el cuero cabelludo del paciente durante el tratamiento. Para ello, con ayuda de una resistencia como las habitualmente incorporadas en los hornos de cocina eléctricos (Figura 5.7), alimentada a 26,9 V y 0,79 A con ayuda de una de las fuentes de corriente continua disponibles en el laboratorio, se ha conseguido elevar la temperatura de la placa de aluminio colocada sobre ella, hasta los 39,5°C antes de comenzar a realizar de nuevo el ensayo (Figura 5.8).

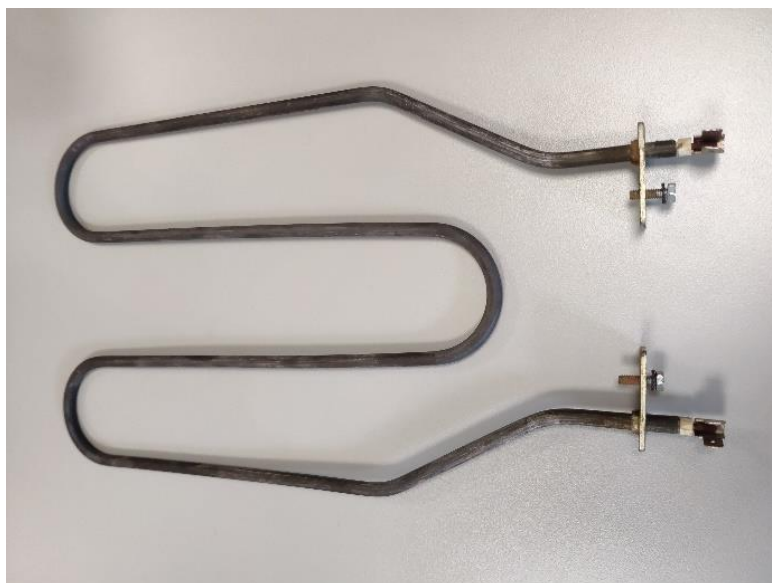


Figura 5.7. Resistencia eléctrica Consonni 2065 (horno de cocina). 1100 W, 220 V. **FUENTE:** Elaboración propia.

OPTIMIZACIÓN DE INSTRUMENTACIÓN PARA TRATAMIENTOS
TÉRMICOS DE USO MÉDICO

Además, es importante indicar que la resistencia ha continuado conectada durante toda la duración de la prueba. Este aspecto es fundamental puesto que, de esta manera, la superficie a enfriar ofrecerá una cierta resistencia al enfriamiento intentando recuperar su temperatura habitual a medida que es enfriada (gracias al flujo de calor constante cedido por la resistencia), de forma similar a lo que sucede en la cabeza de la persona que se somete al tratamiento.

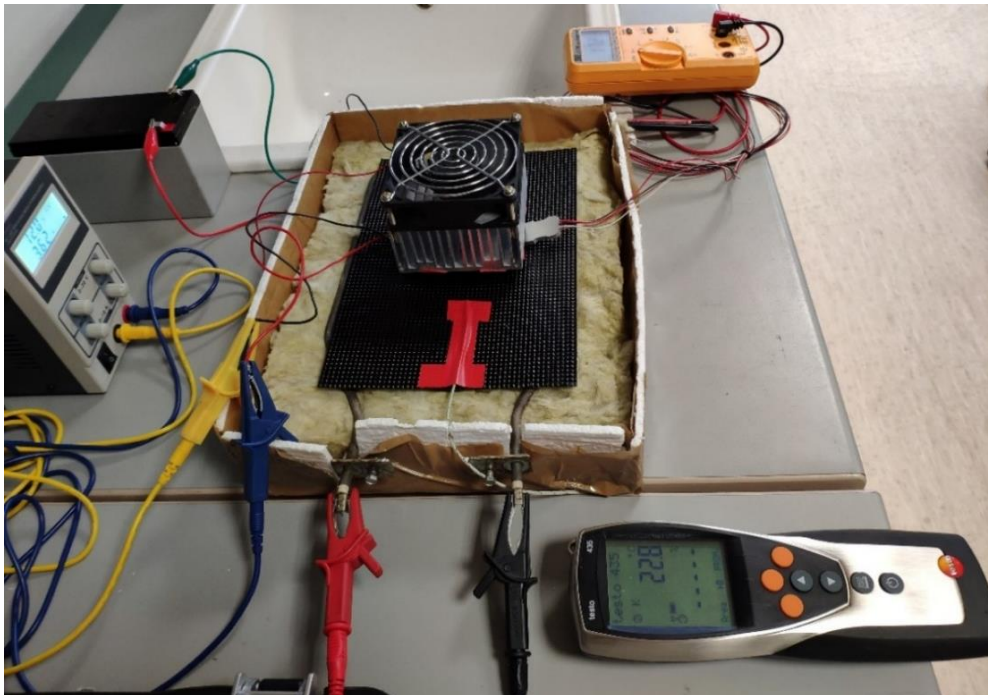


Figura 5.8. Ensayo 2 para determinar la eficiencia del módulo Peltier comercial. **FUENTE:** Elaboración propia.

A lo largo del ensayo, se ha ido registrando de forma periódica el valor del flujo térmico disipado por la superficie caliente y medido con ayuda del multímetro (en mV), repitiendo el mismo procedimiento de cálculo explicado en el primer ensayo para determinar el valor de la eficiencia energética obtenida con el módulo Peltier comercial en determinados instantes. En la Tabla 5.6 se muestran los resultados obtenidos correspondientes al segundo ensayo, los cuales se han representado gráficamente en la Figura 5.9.

Tabla 5.6. Resultados del ensayo 2 para determinar la eficiencia del módulo Peltier comercial al enfriar un sistema similar al del cuero cabelludo ($T_s = 39,5^\circ\text{C}$). **FUENTE:** Elaboración propia.

CORRIENTE SUMINISTRADA	Tensión (V)	12						
	Intensidad (A)	3,61						
	Pe (W)	43,32						
REGISTRO SENSOR DE FLUJO TÉRMICO	V (mV)	5,3	13,6	13,5	13,4	13,1	12,8	12,6
	Q (W/m ²)	918,5	2357,0	2339,7	2322,4	2270,4	2218,4	2183,7
	Pth (W)	2,20	5,66	5,62	5,57	5,45	5,32	5,24
	ϵ	-	13,06%	12,96%	12,87%	12,58%	12,29%	12,10%
	t (min)	0	0,5	1	2	5	10	15

EFICIENCIA ENERGÉTICA DEL MÓDULO PELTIER COMERCIAL: ENSAYO 2

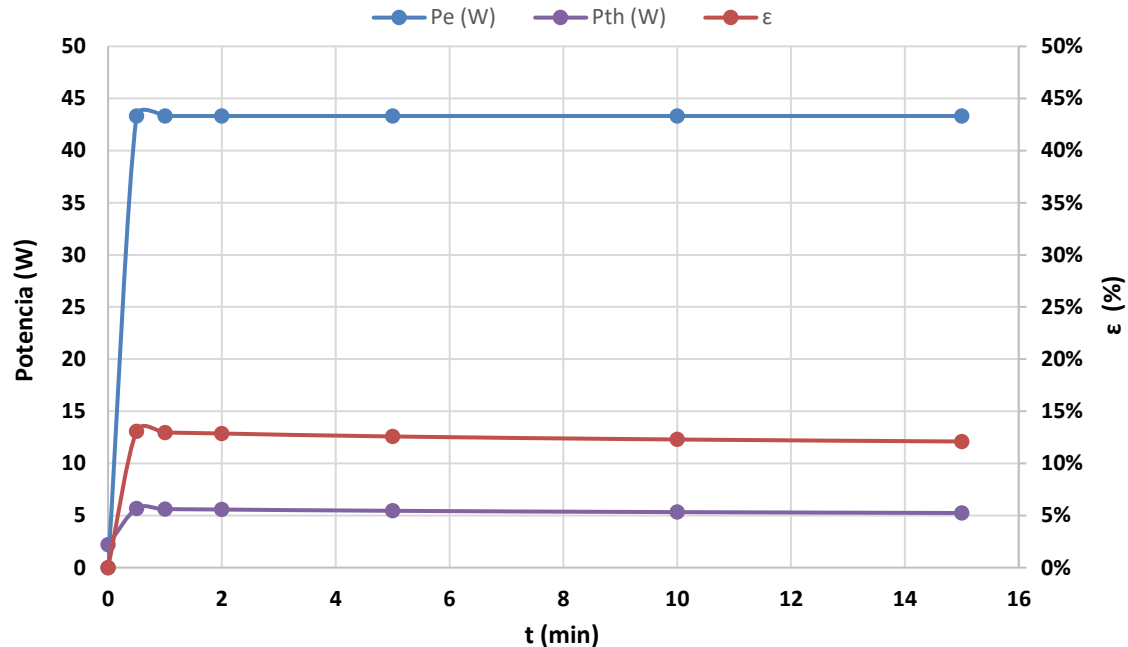


Figura 5.9. Representación gráfica de los resultados del ensayo 2 para determinar la eficiencia del módulo Peltier comercial. **FUENTE:** Elaboración propia.

El valor del flujo térmico correspondiente al instante cero, **918,5 W/m²**, es precisamente el del flujo de calor cedido por la superficie de aluminio calentada por medio de la resistencia eléctrica, la cual se encuentra alimentada a una potencia eléctrica constante que se puede calcular como:

$$P_e = V \cdot I = 26,9 \text{ V} \cdot 0,79 \text{ A} = \mathbf{21,25 \text{ W}} \quad (68)$$

Siendo la potencia térmica emitida por dicha superficie, al ser esta de 25 x 16 cm²:

$$P_{th} = \dot{Q}_0 \cdot S_{aluminio} = 918,5 \frac{\text{W}}{\text{m}^2} \cdot [(25 \cdot 16) \cdot 10^{-4}] \text{ m}^2 = \mathbf{36,8 \text{ W}_{th}} \quad (69)$$

A modo de conclusión de esta primera fase de la investigación, estos ensayos han permitido comprobar que la eficiencia energética de las células Peltier como dispositivos refrigerantes aún presenta valores muy bajos en la actualidad, incluso cuando estas trabajan a sus valores óptimos de tensión e intensidad y cuentan con una adecuada disipación del calor generado en su cara caliente, pudiendo obtener una potencia refrigerante útil que tan solo alcanza valores comprendidos entre el 5 y el 15% de la potencia eléctrica que se necesita inducir al circuito, comprobando experimentalmente lo que se había adelantado en anteriores apartados de forma teórica.

OPTIMIZACIÓN DE INSTRUMENTACIÓN PARA TRATAMIENTOS
TÉRMICOS DE USO MÉDICO

5.2.1.1. Ensayo progresivo.

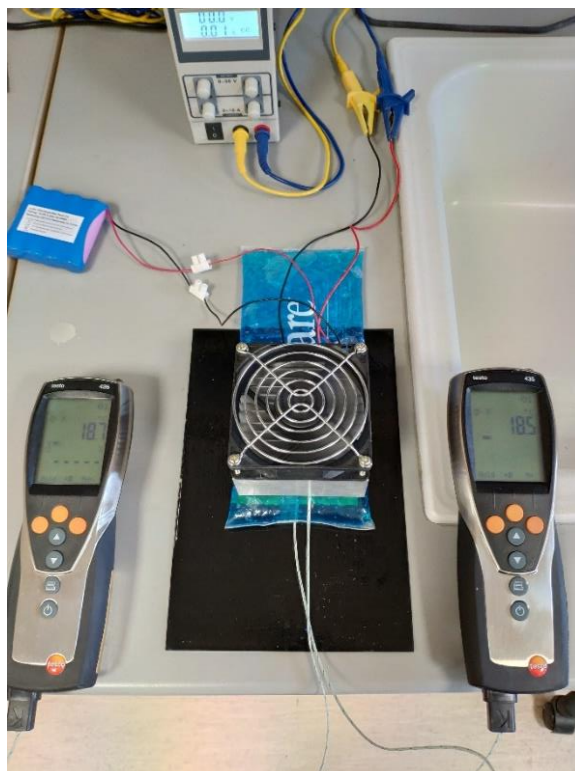


Figura 5.10. Primer ensayo con el módulo Peltier comercial. **FUENTE:** Elaboración propia.

Se posiciona la cara fría del módulo Peltier comercial sobre el gel refrigerante utilizado anteriormente, el cual se encuentra a temperatura ambiente ($T_{\infty} = 19,8^{\circ}\text{C}$), y se colocan dos termopares para medir la temperatura alcanzada en el centro de la cara fría de la célula Peltier (T_f) y en la cara inferior del gel (T_g). A continuación, se alimenta el ventilador del módulo comercial a través de una batería externa y la célula Peltier mediante una fuente de corriente continua que nos permitirá ir incrementando los valores de la tensión e intensidad suministrada progresivamente hasta alcanzar los máximos dados por el fabricante, anotando cuál es su comportamiento al alcanzar las diferentes etapas marcadas en la Tabla 5.7, donde se recogen los resultados obtenidos.

Tabla 5.7. Resultados del primer ensayo con el módulo Peltier comercial. **FUENTE:** Elaboración propia.

	Valores de la corriente suministrada			Temperaturas medidas por los termopares	
	Tensión (V)	Intensidad (A)	Potencia (W)	$T_f (^{\circ}\text{C})$	$T_g (^{\circ}\text{C})$
$T_{\infty} = 19,8^{\circ}\text{C}$					
Reposo	0	0	0	18,7	18,5
Al 50%	7,7	2,15	16,56	2,3	11,8
Al 75%	11,6	3,51	40,72	-1	10,4
A 12 V (recomendado)	12	3,63	43,56	-1,6	10
A 14 V	14	4,28	59,92	-1,2	10,1
A 15,4 V (V_{max})	15,4	4,68	72,07	-0,9	10,2



Gracias a este primer ensayo se ha podido comprobar que la tensión a la cual el módulo Peltier consigue trabajar de manera más estable alcanzando su pico de rendimiento es a 12 V, tal y como recomienda el fabricante (Figura 5.11). Debido a ello, las pruebas realizadas a posteriori utilizando el módulo Peltier se han efectuado alimentando la celda directamente a 12 V y 3,63 A.

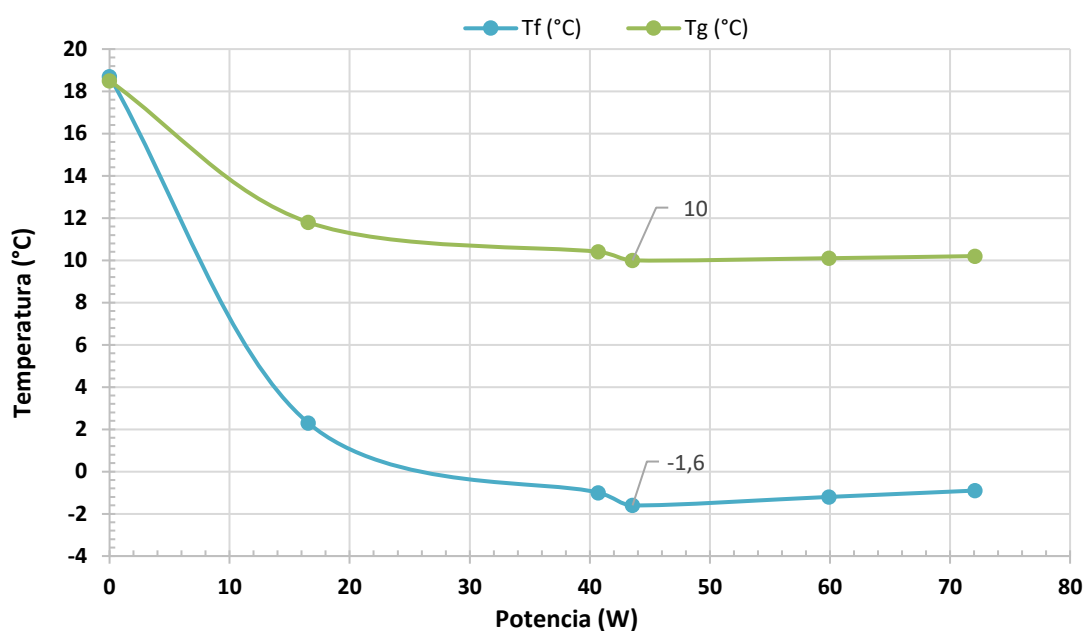


Figura 5.11. Ensayo con módulo Peltier comercial: aumento progresivo de la potencia eléctrica inducida. **FUENTE:** Elaboración propia.

Pese a que el fabricante establece que para obtener un rendimiento óptimo con módulo Peltier comercial la corriente suministrada debe ser de 12 V y 5 A, en la práctica, nunca se alcanza ese valor de intensidad de corriente para la tensión de 12 V. Este hecho se repite en todos los ensayos posteriores independientemente del tipo de célula Peltier utilizada, por lo que la potencia eléctrica suministrada a la celda ($P_e = V \cdot I$) siempre es ligeramente inferior a los valores nominales dados por el fabricante, lo que afecta directamente a su potencia refrigerante ($P_{th} = \epsilon \cdot P_e$).

5.2.1.2. Ensayo con termopar y sensor de flujo térmico.

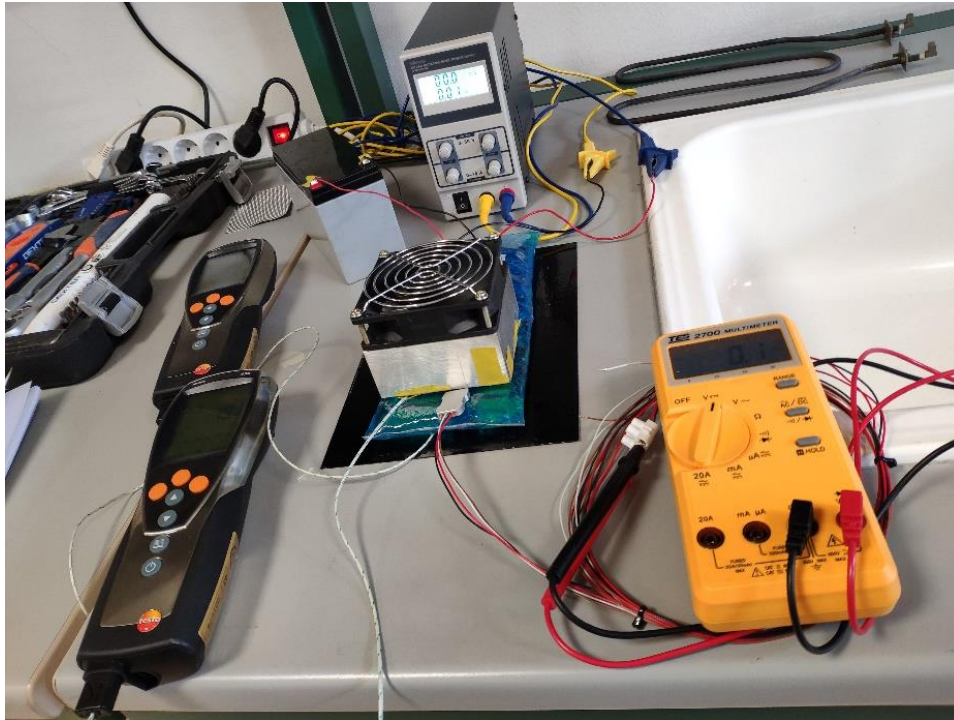


Figura 5.12 Conexión del segundo ensayo con el módulo Peltier comercial. **FUENTE:** Elaboración propia.

Para este segundo ensayo se han utilizado los mismos elementos, dispuestos de igual forma que en el “ensayo progresivo”, con la salvedad de que se incorpora un sensor de flujo térmico adherido a la cara fría de la célula Peltier (ocupando una posición intermedia entre el gel y el módulo Peltier comercial), con el objetivo de determinar el flujo de calor que es transferido al gel (potencia refrigerante de la celda, en W/m^2). De nuevo, el ventilador es alimentado con ayuda de una batería externa a 12 V y la célula Peltier se conecta a una fuente de corriente continua encargada de suministrar una tensión de 12 V y una intensidad de corriente de 3,63 A (valores recomendados por el fabricante).

El ensayo ha tenido una duración de veinte minutos, durante los cuales se han ido registrando en determinados momentos puntuales las temperaturas alcanzadas y medidas por los termopares (T_f y T_g) y los valores medidos por el sensor de flujo térmico (V), obteniendo finalmente los resultados mostrados en la Tabla 5.8.

Tabla 5.8. Resultados del segundo ensayo con el módulo Peltier comercial. **FUENTE:** Elaboración propia.

CORRIENTE SUMINISTRADA	Tensión (V)	12							
	Intensidad (A)	3,59							
REGISTRO TERMOPAR	T_f (°C)	20,8	4,1	1,3	-0,1	-1,5	-2,1	-2,1	-2,2
	T_g (°C)	20,4	13,4	9,8	7,8	6,1	4,9	4,8	4,7
REGISTRO SENSOR FLUJO TÉRMICO	V (mV)	-0,3	7	6	5,5	4,9	4,5	4,5	4,4
	Q (W/m^2)	-52	1.213	1.040	953	849	780	780	763
	t (min)	0	1	2	3	5	10	15	20

Algunas de las conclusiones que se pueden obtener a raíz de este ensayo son: En primer lugar, que **el enfriamiento por efecto Peltier tiene lugar de forma inmediata**, dado que se observa que al cumplir el primer minuto de funcionamiento, la temperatura en su cara fría desciende drásticamente desde los $20,8^{\circ}\text{C}$ hasta los $4,1^{\circ}\text{C}$, consiguiendo que la temperatura en la parte inferior del gel descienda hasta los $13,4^{\circ}\text{C}$ casi instantáneamente. En este punto, la potencia refrigerante conseguida con el módulo Peltier alcanza los 1.213 W/m^2 (muy por encima del valor que a priori necesitaríamos para enfriar el cuero cabelludo).

En segundo lugar, se observa cómo **una vez transcurridos los cinco primeros minutos del ensayo** durante los cuales, se produce un descenso rápido de la temperatura de la cara fría de la celda Peltier hasta alcanzar aproximadamente los -2°C , transmitiendo este frío al gel, cuya cara inferior desciende hasta los 5°C en el mismo intervalo de tiempo, **el enfriamiento se estabiliza**. Llegados a este punto, se observa como a partir del minuto 10 de ensayo, al suavizarse el contraste térmico existente entre ambos elementos (gel y cara fría de la celda), pese a que éste continúa enfriándose tratando de alcanzar el equilibrio térmico, el enfriamiento se produce ya de una manera muy paulatina y poco apreciable. Como se observa en la Figura 5.13, una vez alcanzamos los 15 minutos de ensayo, el flujo de calor transmitido por la celda Peltier (potencia refrigerante) se estabiliza en torno a los 780 W/m^2 , momento en el que la cara fría de la celda se mantiene en torno a una temperatura de $-2,1^{\circ}\text{C}$ y la parte inferior del gel se encuentra alrededor de los $4,8^{\circ}\text{C}$, habiéndose enfriado $13,2^{\circ}\text{C}$ durante el proceso.

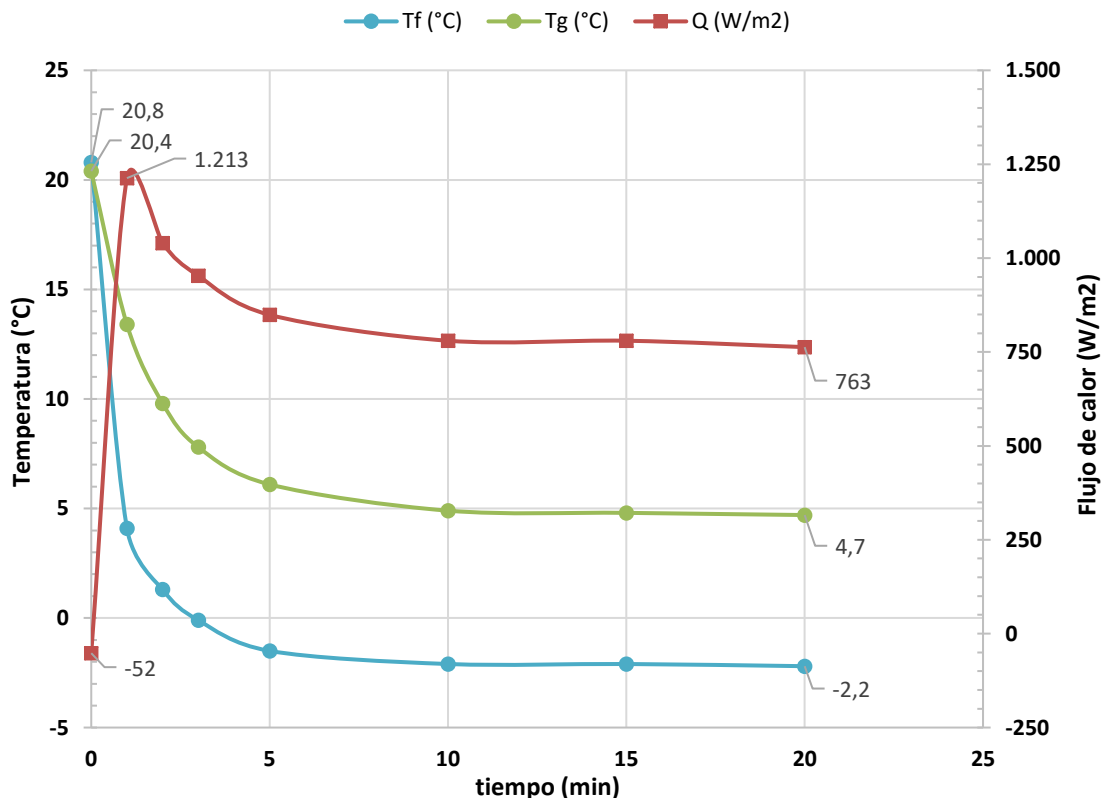


Figura 5.13. Ensayo con módulo Peltier comercial: registro de termopares y sensor de flujo térmico. **FUENTE:** Elaboración propia.

OPTIMIZACIÓN DE INSTRUMENTACIÓN PARA TRATAMIENTOS
TÉRMICOS DE USO MÉDICO

5.2.1.3. Ensayo valorando un enfriamiento previo del módulo Peltier.

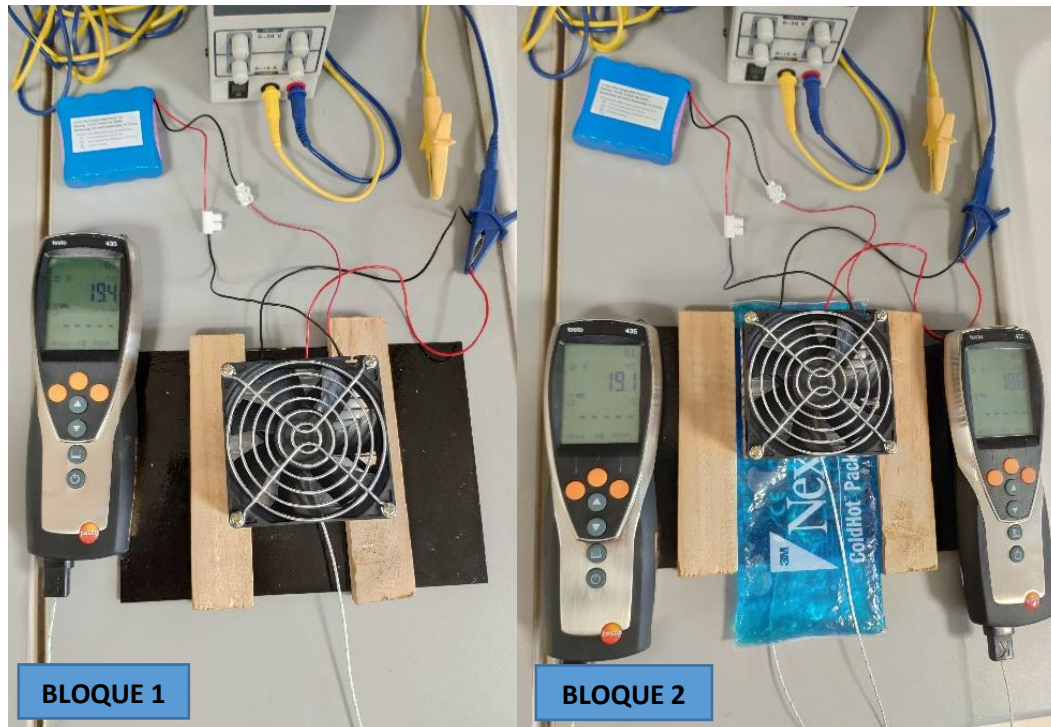


Figura 5.14. Ensayo con enfriamiento previo del módulo Peltier. FUENTE: Elaboración propia.

En este caso, se estructura el ensayo en dos partes diferenciadas (Figura 5.14), una primera parte en la que el módulo Peltier se encuentra suspendido en el aire, estando la cara fría de la celda únicamente en contacto con el aire a temperatura ambiente ($T_{\infty} = 19,6^{\circ}\text{C}$), y una segunda, donde pasados diez minutos, se pone la cara fría de la celda en contacto directo con el gel, el cual se encontraba a una temperatura inicial de $19,8^{\circ}\text{C}$, obteniendo los siguientes resultados con ayuda de un cronómetro:

c) **Bloque 1:** sin emplear el gel.

Tabla 5.9. Resultados del tercer ensayo con el módulo Peltier comercial (1). FUENTE: Elaboración propia.

CORRIENTE SUMINISTRADA	Tensión (V)	12					
	Intensidad (A)	3,66					
REGISTRO TERMOPAR	$T_f (^{\circ}\text{C})$	19,6	-7,8	-9,4	-9,1	-9,2	-9,1
	$T_g (^{\circ}\text{C})$	-	-	-	-	-	-
	t (min)	0	1	2	3	5	10
	t_{gel} (min)	-	-	-	-	-	-

d) **Bloque 2:** incorporando el gel pasados 10 minutos.

Tabla 5.10. Resultados del tercer ensayo con el módulo Peltier comercial (2). FUENTE: Elaboración propia.

REGISTRO TERMOPAR	$T_f (^{\circ}\text{C})$	3,6	-0,4	-1,8	-2,8	-3	-3,5	-4,1	-4,7
	$T_g (^{\circ}\text{C})$	19,8	17,6	15,7	14	12	10	8,9	8
	t (min)	10	13	15	17	20	23	25	30
	t_{gel} (min)	0	3	5	7	10	13	15	20

Durante la primera parte del ensayo, la transferencia de calor tiene lugar principalmente por convección natural, entre la superficie fría de la celda Peltier y el fluido que la rodea (aire), cuyo desplazamiento se produce únicamente debido a la diferencia de densidad que sufre el fluido en su paso a través de la capa límite, permitiendo que la cara fría de la celda alcance en cuestión de minutos una temperatura aproximada de -9°C (Tabla 5.9).

Sin embargo, durante la segunda parte del mismo, al poner la parte fría de la celda en contacto directo con el gel, se produce de forma instantánea una transferencia de calor por conducción a gran velocidad debido al gran salto térmico generado al poner en contacto una superficie a $-9,1^{\circ}\text{C}$ con un gel a $19,8^{\circ}\text{C}$. En este momento, la cara fría de la celda Peltier absorbe a gran velocidad el calor cedido por el gel hasta situarse a una temperatura de $3,6^{\circ}\text{C}$.

Tras esta reacción inicial, el proceso de enfriamiento se produce de forma progresiva tratando de alcanzar el equilibrio térmico. Sin embargo, a medida que descienden las temperaturas de ambos cuerpos (aproximándose cada vez más), la velocidad a la cual se produce la transferencia de calor entre la cara fría de la celda Peltier y el gel disminuye, y, por tanto, el enfriamiento o cesión de calor por parte del gel se produce con una mayor lentitud (Tabla 5.10). Finalmente, se observa como esta tendencia a lo largo del tiempo hace que ambas temperaturas se estabilicen en torno a unos valores determinados (Figura 5.15).

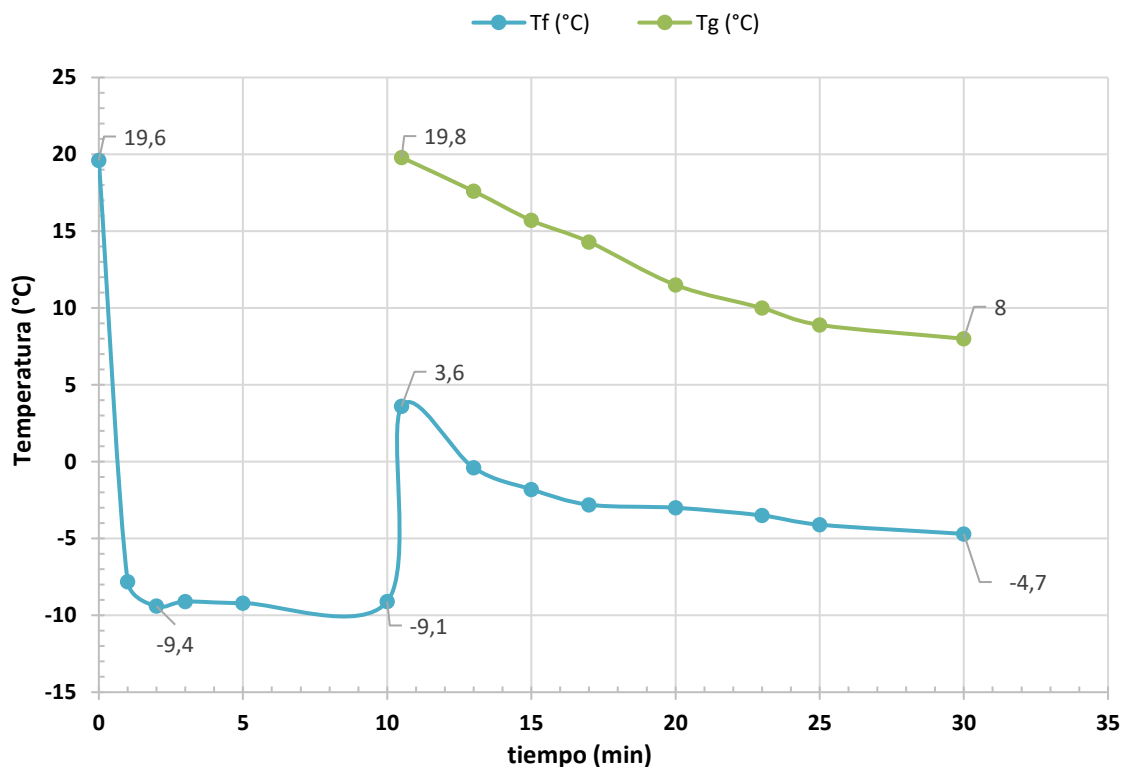


Figura 5.15. Ensayo con módulo Peltier comercial: enfriamiento previo. Registro de termopares. **FUENTE:** Elaboración propia.

5.2.2. Prueba con la célula Peltier de 40 milímetros.

Con el propósito de intentar reducir las dimensiones del módulo Peltier comercial, y, de esta manera, hacer viable que las celdas se puedan combinar formando una especie de “malla” que pueda adaptarse perfectamente y cubrir todo el cuero cabelludo del paciente, la cual iría incorporada en el interior de un gorro o casco diseñado específicamente para ofrecer el mejor resultado posible en relación a la capacidad de disipar el calor sobrante de su lado caliente, garantizando un enfriamiento uniforme y estable de toda la superficie del cuero cabelludo durante el tratamiento, se ha realizado un primer experimento, empleando el mismo tipo de célula Peltier que monta el módulo comercial estudiado anteriormente (1, Tabla 5.3), alimentando la celda a sus valores óptimos de tensión e intensidad (12 V y 3,63 A, respectivamente). Además, para este ensayo se han utilizado 16 disipadores de calor de 1,5 centímetros de lado y 1 centímetro de altura, colocados cubriendo toda la superficie caliente de la celda Peltier y seis ventiladores alimentados en paralelo a 12 V a través de una fuente de corriente continua externa (Figura 5.16).

A lo largo del experimento, dos termopares, uno de ellos ubicado en la parte fría del sistema, bajo la placa de material conductor (aluminio) de 10 centímetros de lado sobre la que descansan todos los elementos del circuito, y el otro, situado en la parte caliente del sistema, encargado de registrar el valor de la temperatura alcanzada en la superficie primaria del disipador que ocupa la posición central, han permitido registrar las temperaturas alcanzadas en ambos extremos del sistema en todo momento, las cuales finalmente se han estabilizado entorno a los valores mostrados en la Tabla 5.11.

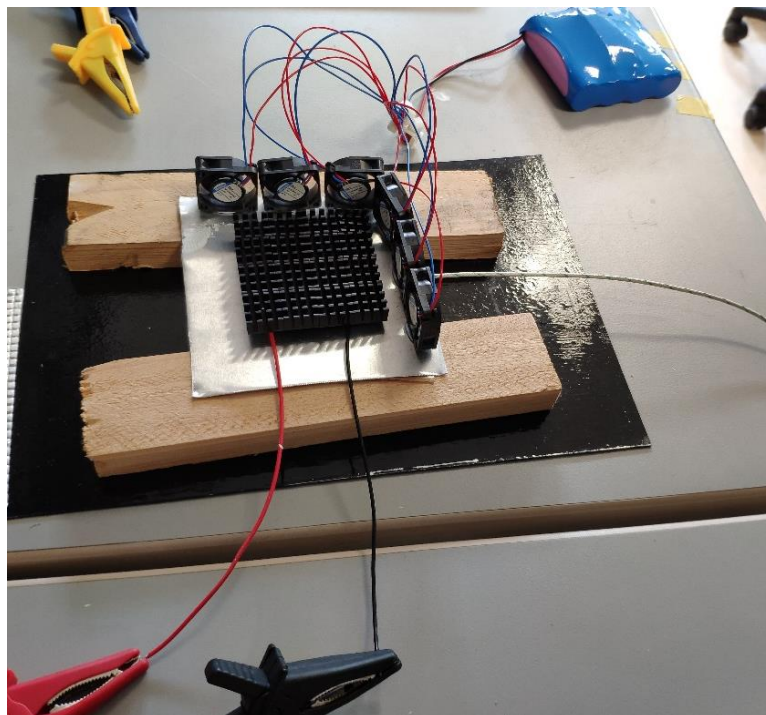


Figura 5.16. Ensayo célula Peltier de 40 mm, disipador y 6 ventiladores. **FUENTE:** Elaboración propia.



Tabla 5.11. Resultados del ensayo con célula Peltier de 40 mm. **FUENTE:** Elaboración propia.

$T_{\infty} = 19,8^{\circ}\text{C}$	Valores de la corriente suministrada a la celda		Temperaturas medidas por los termopares	
	Tensión (V)	Intensidad (A)	$T_F (^{\circ}\text{C})$	$T_C (^{\circ}\text{C})$
Reposo	-	-	19,9	19,8
$\approx 50\%$	8	2,30	21,3	61,4
$\approx 75\%$	10	3,8	24,5	78
A 12 V (recomendado)	12	4,41	28,1 – 30,1	91

Como se puede observar, las temperaturas alcanzadas en ambas caras de la celda no tienen nada que ver con las conseguidas en los ensayos anteriores utilizando el módulo Peltier comercial. Esto indica que el sistema de disipación de calor montado no es el adecuado para conseguir el óptimo funcionamiento de la célula Peltier y que, por tanto, necesitaríamos mucha más capacidad de disipación de calor en la cara caliente para obtener las temperaturas frías necesarias en el lado frío y así, satisfacer las necesidades del tratamiento.

5.2.3. Pruebas con las células Peltier de 15 y 20 milímetros.

En este segundo bloque de ensayos se ha tratado de comprobar si las células Peltier de los tipos 2 y 3 (Tabla 5.3) ofrecen en proporción a su potencia refrigerante, tan buenos resultados como los obtenidos con el módulo Peltier comercial, puesto que de ser así, se aumentaría el abanico de posibilidades a la hora de combinar y adaptar estas celdas a los diferentes diseños que se propondrán para dar forma al nuevo dispositivo de enfriamiento del cuero cabelludo.

De todos ellos, en el presente documento se estudiará fundamentalmente la posibilidad de disponer de un dispositivo en forma de gorro o casco, el cual esté compuesto por un número suficiente de células Peltier de pequeño tamaño, dispuestas formando una especie de “malla” que cubra toda la superficie del cuero cabelludo, para transmitir el frío necesario requerido por el tratamiento directamente sobre la cabeza del paciente, o bien, a través de una fina capa de gel refrigerante. Esta solución ha sido considerada como la más adecuada puesto que, entre otros motivos, se ha comprobado que el enfriamiento proporcionado de manera aislada por cada una de estas celdas es altamente localizado, lo que pondría en riesgo la eficacia del tratamiento en aquellas zonas donde el enfriamiento no fuera suficiente para alcanzar la temperatura de operación necesaria. Además, esta solución sería la que se encontraría más encaminada en la dirección de conseguir un dispositivo transportable, ergonómico y con el mayor grado de independencia posible, entre otras características fundamentales que lo convertirían en un “wereable”.

En todos los ensayos que a continuación se explican, se han utilizado baterías externas para alimentar en paralelo a 12 V a los ventiladores empleados y una fuente de alimentación en corriente continua para alimentar a las células Peltier sometidas a estudio, además de dos termopares encargados de registrar los valores de las temperaturas alcanzadas en ambas caras de la celda en todo momento.

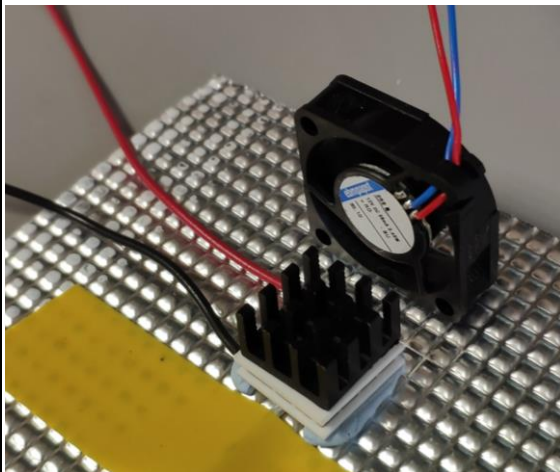
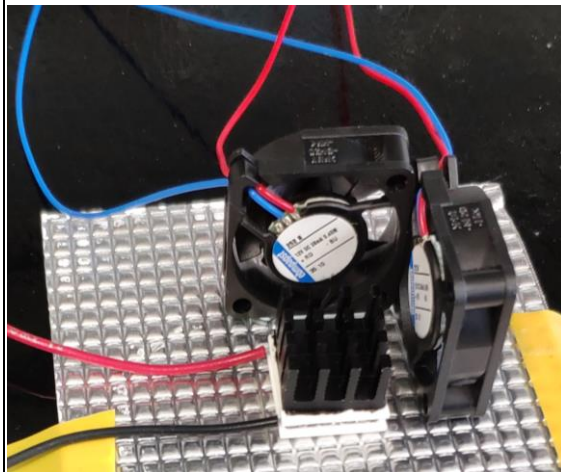
OPTIMIZACIÓN DE INSTRUMENTACIÓN PARA TRATAMIENTOS
TÉRMICOS DE USO MÉDICO

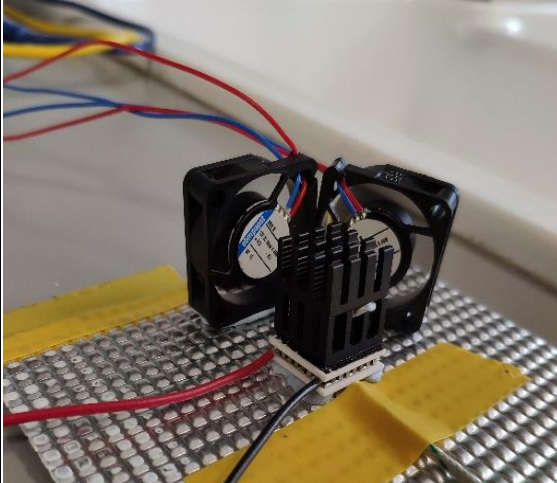
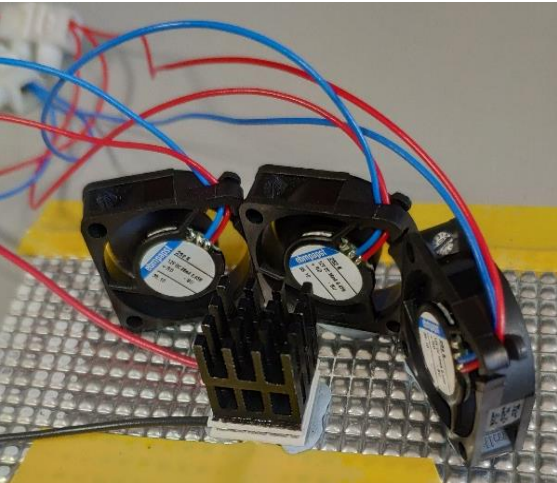
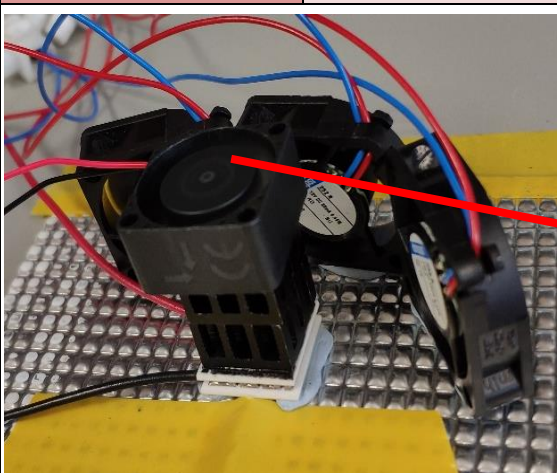
5.2.3.1. Ensayos utilizando la célula Peltier de 15 milímetros.

En la Tabla 5.12 se recogen los resultados obtenidos correspondientes a los ensayos realizados con la célula Peltier del tipo 3, cuyas especificaciones técnicas aparecen recogidas en la Tabla 5.3. Todos ellos se han realizado alimentando la celda a 3,8 V, es decir, a la tensión máxima dada por el fabricante para este tipo de celda. Esto es debido a que, al repetir estos ensayos al 50 y al 75% de su potencia máxima, los resultados obtenidos no han presentado diferencias notables con respecto a los que a continuación se presentan.

Por otro lado, cabe indicar que el orden seguido para realizar cada una de las pruebas ha sido el de ir aumentando progresivamente el número de elementos que contribuyen a la disipación del calor (disipadores y ventiladores), los cuales han sido dispuestos de la forma mostrada en las imágenes que se adjuntan, registrando en cada caso: las temperaturas alcanzadas en la cara fría (T_F) y caliente (T_C) de la célula Peltier, la temperatura mínima alcanzada en la cara fría en un momento puntual del ensayo y la temperatura de reposo del sistema antes de comenzar cada una de las pruebas.

Tabla 5.12. Ensayos realizados con la célula Peltier de 15 x 15 mm. **FUENTE:** Elaboración propia.

	PELTIER	VENTILADOR	Especificaciones técnicas óptimas teóricas de los elementos utilizados.		
POTENCIA (W):	8,6	0,45			
INTENSIDAD (A):	3,9	0,038			
TENSIÓN (V):	3,8	12			
1.- PELTIER + DISIPADOR + VENTILADOR:		2.- PELTIER + DISIPADOR + 2 VENTILADORES:			
TENSIÓN (V)	3,8	TENSIÓN (V)	3,8		
INTENSIDAD (A)	2,14	INTENSIDAD (A)	2,17		
					
	REPOSO	FUNCIONAMIENTO		REPOSO	FUNCIONAMIENTO
T _F (°C)	19,6	24,8	T _F (°C)	20	19,1
T _C (°C)		68,4	T _C (°C)		58,5
T _{MIN} (°C)		12,1	T _{MIN} (°C)		11,9

3.- PELTIER + 2 DISIPADORES + 2 VENTILADORES:			4.- PELTIER + 2 DISIPADORES + 3 VENTILADORES:		
TENSION (V)		3,8	TENSION (V)		3,8
INTENSIDAD (A)		2,17	INTENSIDAD (A)		2,16
					
	REPOSO	FUNCIONAMIENTO		REPOSO	FUNCIONAMIENTO
T _F (°C)	20	18,3	T _F (°C)	19,7	16,1
T _C (°C)		52,9	T _C (°C)		44,3
T _{MIN} (°C)		11,3	T _{MIN} (°C)		10,1
5.- PELTIER + 2 DISIPADORES + VENTILADOR SUPERIOR:					
TENSION (V)		3,8			
INTENSIDAD (A)		2,13			
					
	REPOSO	FUNCIONAMIENTO			
T _F (°C)	19,8	18,1			
T _C (°C)		50,2			
T _{MIN} (°C)		10,3			

El **ventilador superior** utilizado tiene las siguientes especificaciones técnicas:

- **Potencia: 1,05 W.**
- **Caudal: 3,23 m³/h.**
- **Tensión: 5 V.**

Para alimentarlo se ha empleado una segunda fuente de corriente continua externa.

El ventilador superior utilizado tiene las siguientes especificaciones técnicas:

- **Potencia: 1,05 W.**
- **Caudal: 3,23 m³/h.**
- **Tensión: 5 V.**

Para alimentarlo se ha empleado una segunda fuente de corriente continua externa.

Como se puede comprobar en vista de los resultados obtenidos, pese a que sí que se obtienen grandes saltos térmicos entre ambas caras de la célula Peltier, la temperatura fría obtenida de manera estable en la cara fría de la celda apenas logra bajar unos grados de la temperatura ambiente. Esto probablemente sea debido a que los métodos de

OPTIMIZACIÓN DE INSTRUMENTACIÓN PARA TRATAMIENTOS
TÉRMICOS DE USO MÉDICO

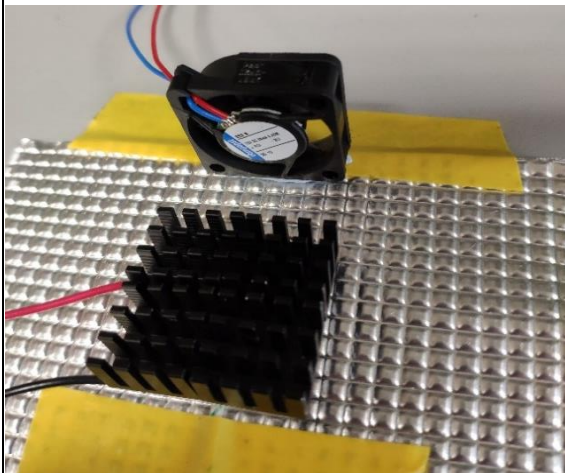
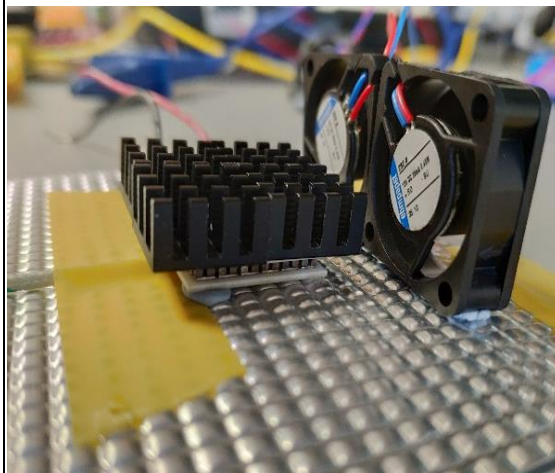
disipación de calor utilizados no son suficientes y se necesitaría un dispositivo más potente y aparatoso para disipar el calor sobrante de la cara caliente de la celda.

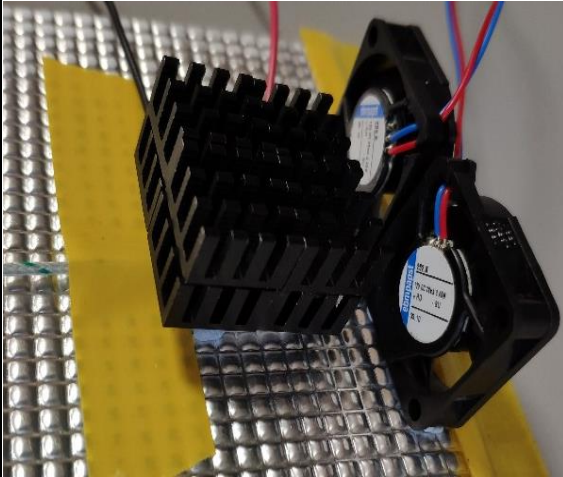
Cabe añadir que el ensayo número 4 es el que mejor resultado ha dado, en él se ha conseguido alcanzar una temperatura de 16,1°C en la cara fría de manera estable, 3,6°C inferior a la temperatura ambiente. Además, se ha alcanzado puntualmente una temperatura mínima de 10,1°C. Pese a que estos valores aún están muy lejos de los requeridos para que su empleo sea viable, el hecho de que el resultado de este ensayo sea mejor que el obtenido en el ensayo número 5 donde se ha utilizado un ventilado más, ubicado en la parte superior de la superficie secundaria de los disipadores de calor, nos ha dado una primera idea de cómo deberá ser la ventilación del sistema, observando que **al provocar flujos de aire en direcciones contrapuestas la eliminación del calor sobrante por convección forzada es peor, siendo mejor opción utilizar una ventilación algo más libre y sobre todo, claramente dirigida en una dirección establecida.**

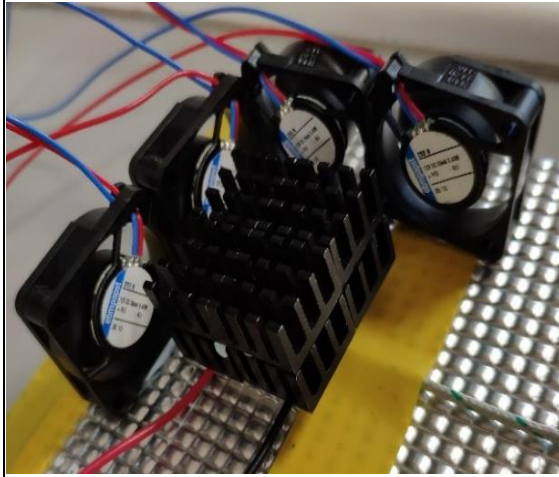
5.2.3.2. Ensayos utilizando la célula Peltier de 20 milímetros.

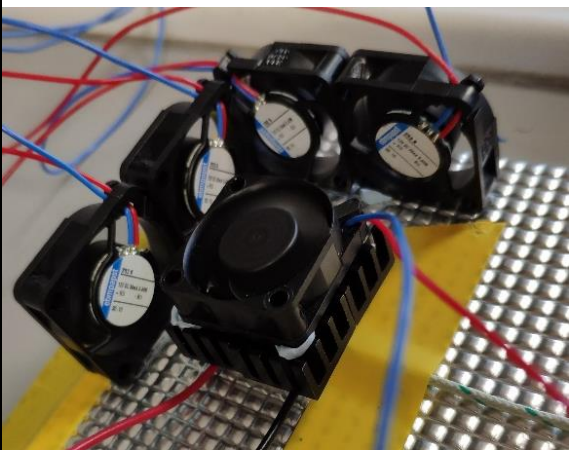
Siguiendo exactamente el mismo procedimiento utilizado para llevar a cabo los ensayos anteriores, los resultados obtenidos en este caso, empleando una célula Peltier del tipo 2 (Tabla 5.3), alimentada a una tensión de 8,8 V (V_{max}) han sido los recogidos en la Tabla 5.13.

Tabla 5.13. Ensayos realizados con la célula Peltier de 20 x 20 mm. **FUENTE:** Elaboración propia.

	PELTIER		VENTILADOR		Especificaciones técnicas óptimas teóricas de los elementos utilizados.				
POTENCIA (W):	21,2		0,45						
INTENSIDAD (A):	3,9		0,038						
TENSIÓN (V):	8,8		12						
1.- PELTIER + DISIPADOR + VENTILADOR:			2.- PELTIER + DISIPADOR + 2 VENTILADORES:						
TENSIÓN (V)		8,8		TENSIÓN (V)		8,8			
INTENSIDAD (A)		2,08		INTENSIDAD (A)		1,91			
<div><div></div><div></div></div>									
	REPOSO		FUNCIONAMIENTO			REPOSO		FUNCIONAMIENTO	
T _F (°C)	20		Se calienta rápidamente. No hay suficiente disipación de calor.		T _F (°C)	19,8		30,7	
T _C (°C)					53,1				
T _{MIN} (°C)					10,1				
			9,8						

3.- PELTIER + 2 DISIPADORES + 2 VENTILADORES:		
TENSIÓN (V)	8,8	
INTENSIDAD (A)	2,08	
		
	REPOSO	FUNCIONAMIENTO
T _F (°C)	18,7	30,8
T _c (°C)		53,7
T _{MIN} (°C)		10,9

4.- PELTIER + 2 DISIPADORES + 3 VENTILADORES:		
TENSIÓN (V)	8,8	
INTENSIDAD (A)	2,14	
		
	REPOSO	FUNCIONAMIENTO
T _F (°C)	19,5	25,8
T _c (°C)		48,6
T _{MIN} (°C)		9,7

5.- PELTIER + 1 DISIPADOR + 4 VENTILADORES + VENTILADOR SUPERIOR:		
TENSIÓN (V)	8,8	
INTENSIDAD (A)	2,11	
		
	REPOSO	FUNCIONAMIENTO
T _F (°C)	20,2	26,9
T _c (°C)		50,1
T _{MIN} (°C)		10,8

En este caso, las pruebas realizadas tan solo han permitido reafirmar las conclusiones obtenidas tras los ensayos anteriores. No obstante, las temperaturas conseguidas en la cara fría de la celda, a igualdad de elementos destinados a la disipación de calor empleados, han sido sensiblemente mayores a las obtenidas en los ensayos anteriores (superando incluso la temperatura de reposo del sistema). Algo que no tendría sentido



al ver las especificaciones técnicas de las células Peltier utilizadas, ya que estas requieren de un mayor consumo energético y, por tanto, presentan una mayor capacidad refrigerante. Sin embargo, al tener especificaciones superiores, la cantidad de calor que necesitan disipar de su cara caliente con el fin de garantizar un funcionamiento óptimo también es mucho mayor, y, por tanto, **los medios utilizados en estos ensayos para tal efecto (disipadores y ventiladores), no serían los suficientes, o bien, no se habrían empleado de la manera adecuada** para conseguir sacar el máximo rendimiento a las células Peltier utilizadas, y, de esta manera, obtener una temperatura útil en la cara fría suficiente para hacer frente a un tratamiento de enfriamiento de este tipo.

5.3. PRIMEROS PROTOTIPOS DE CIRCUITO INTERIOR.

Dado que la principal solución propuesta en el presente documento pasa por el diseño de un dispositivo formado por un elevado número de células Peltier (de tamaño reducido), dispuestas formando una especie de 'malla' que cubra toda la superficie del cuero cabelludo, y ubicadas en el interior de un casco o gorro en contacto directo con la cabeza del paciente, o bien, a través de una fina capa de gel refrigerante, para las siguientes pruebas se han empleado hasta doce unidades de células Peltier del tipo 3 (Tabla 5.3), las cuales son las más pequeñas y fáciles de combinar y adaptar a las características de este hipotético diseño final, el cual debe ser capaz proporcionar el enfriamiento necesario de la manera adecuada en todo momento durante el tratamiento.

Estas celdas, de 8,6 W de potencia eléctrica teórica máxima y 15 milímetros de lado, se han conectado entre sí en serie y/o paralelo dando lugar a diferentes configuraciones de circuitos eléctricos contruidos sobre una placa de aluminio (buen conductor térmico), colocando uno o varios termopares bajo la misma para medir la temperatura conseguida en la parte fría del sistema a lo largo de los diferentes experimentos realizados. Para alimentar las celdas, se ha utilizado una fuente de corriente continua encargada de suministrar la corriente eléctrica necesaria a los valores óptimos de tensión e intensidad demandados por cada circuito en particular, los cuales han sido calculados a través de algunos conocimientos de electrotecnia básica adquiridos en el grado.

Además, se han empleado hasta seis ventiladores de 12 V y 0,45 W de potencia nominal (conectados en paralelo a una batería de 12 V), y una serie de pequeños disipadores de aluminio. Ambos elementos forman el conjunto encargado de la disipación del calor sobrante de la cara caliente del sistema Peltier.

El objetivo perseguido en las diferentes pruebas que componen este bloque de ensayos ha sido sencillamente comenzar a estudiar el comportamiento de las células Peltier, cuando éstas se combinan dando lugar a pequeños circuitos eléctricos que son alimentados de manera conjunta y, de esta forma, comenzar a plantear cual podría ser la distribución y la cantidad final de celdas necesarias para garantizar un enfriamiento uniforme de toda la superficie de intercambio térmico (cuero cabelludo).

A continuación, se enumeran las primeras pruebas realizadas en esta dirección y las conclusiones extraídas a partir de los resultados obtenidos en cada una de ellas.

5.3.1. Dos células Peltier en serie y tres ventiladores en paralelo.

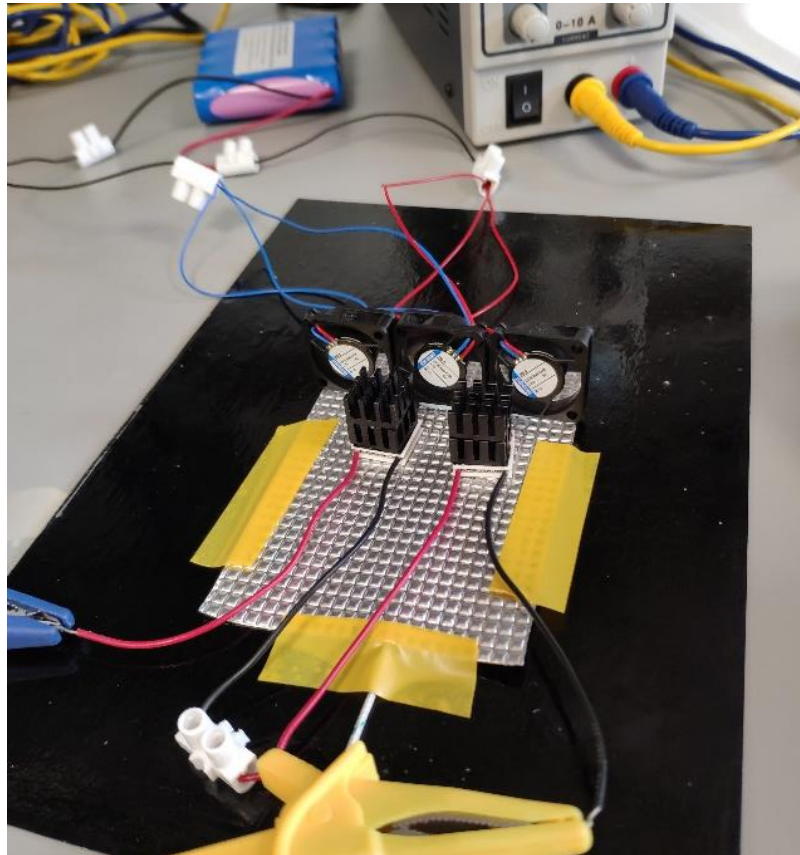


Figura 5.17. Dos células Peltier (en serie) y tres ventiladores (en paralelo). **FUENTE:** Elaboración propia.

Tabla 5.14. Resultados del ensayo con dos celdas en serie y tres ventiladores. **FUENTE:** Elaboración propia.

		Valores de la corriente suministrada				Temperatura (termopares)	
		TEÓRICOS		REALES		T _F (°C)	T _C (°C)
		V (V)	I (A)	V (V)	I (A)		
	$S = 0,001 \text{ m}^2$						
Reposo		-	-	-	-	21	
Funcionamiento	Circuito Peltier	7,6	3,9	7,6	2,2	22,1	59,8
	Circuito ventiladores	12	0,114				

5.3.2. Tres células Peltier en serie y tres ventiladores en paralelo.

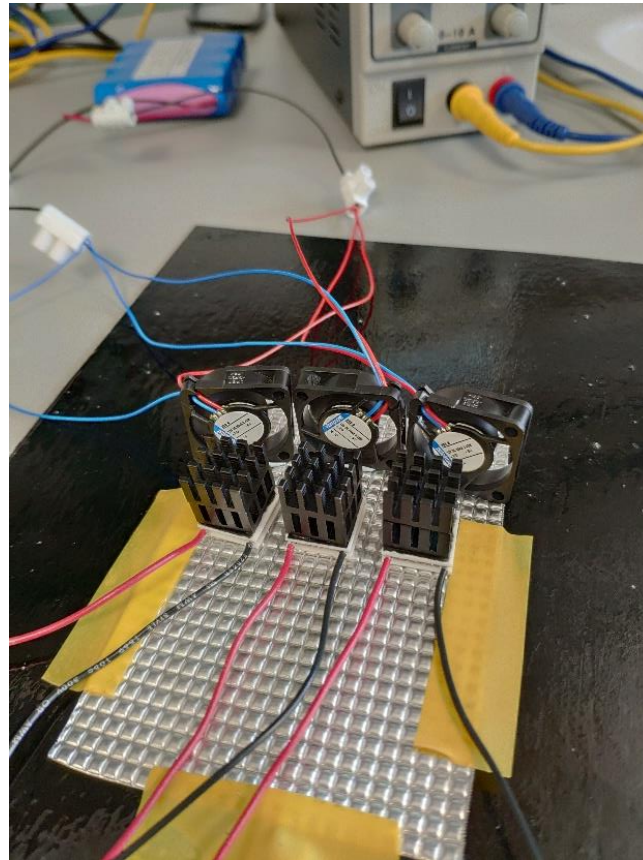


Figura 5.18. Tres células Peltier (en serie) y tres ventiladores (en paralelo). **FUENTE:** Elaboración propia.

Tabla 5.15. Resultados del ensayo con tres celdas en serie y tres ventiladores. **FUENTE:** Elaboración propia.

		Valores de la corriente suministrada				Temperatura (termopares)	
		TEÓRICOS		REALES		T_F (°C)	T_C (°C)
		V (V)	I (A)	V (V)	I (A)		
$S = 0,001 \text{ m}^2$							
Reposo		-	-	-	-	21,3	
Funcionamiento	Circuito Peltier	11,4	3,9	11,4	2,15	24,3	65,6
	Circuito ventiladores	12	0,114				

Si analizamos y comparamos los resultados obtenidos tras los dos primeros experimentos (Figura 5.17 y Figura 5.18) podemos observar como en el caso de existir una tasa superior a la unidad del número de ventiladores empleados por celda, se consigue disipar una mayor cantidad de calor, y, por tanto, se obtienen temperaturas algo inferiores en la cara fría (**22°C** en el caso de dos celdas y tres ventiladores, y **24°C** en el caso de tres celdas y tres ventiladores). No obstante, las temperaturas aún continúan estando muy lejos del objetivo marcado.

5.3.3. Tres células Peltier en serie y seis ventiladores en paralelo.

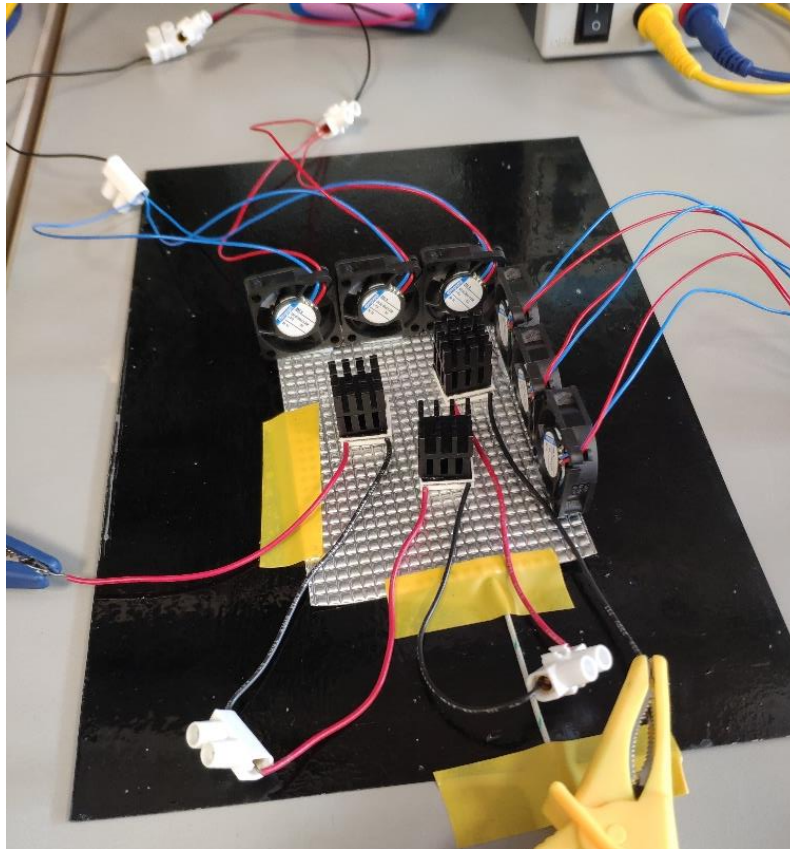


Figura 5.19. Tres células Peltier (en serie) y seis ventiladores (en paralelo). **FUENTE:** Elaboración propia.

Tabla 5.16. Resultados del ensayo con tres celdas en serie y tres ventiladores. **FUENTE:** Elaboración propia.

		Valores de la corriente suministrada				Temperatura (termopares)	
		TEÓRICOS		REALES		T _F (°C)	T _C (°C)
		V (V)	I (A)	V (V)	I (A)		
<i>S = 0,001 m²</i>							
Reposo		-	-	-	-	21,5	
Funcionamiento	Circuito Peltier	11,4	3,9	11,4	2,15	20,2	60,6
	Circuito ventiladores	12	0,228				

Para tratar de confirmar la teoría anterior, se ha realizado un tercer experimento aumentado una vez más la tasa de ventiladores por celda (Figura 5.19). En este caso, se han empleado hasta seis ventiladores para contribuir a la disipación de calor por convección forzada de tres celdas, siendo el resto de componentes y características del circuito similares a los ensayos anteriores. El resultado obtenido ha sido el mejor hasta el momento, dado que se ha conseguido alcanzar una temperatura en la cara fría del sistema de **20°C** de manera estable.



Además, al analizar los tres ensayos de manera conjunta observamos que a medida que se han ido incorporando ventiladores, la temperatura máxima alcanzada en el lado caliente del sistema también ha ido descendiendo paulatinamente (señal de que se está produciendo una mejor disipación), lo cual, como se ha explicado anteriormente, al ser siempre el gradiente térmico existente entre ambas caras de la celda más o menos constante, se traduce en que se obtienen temperaturas más bajas en el lado frío (mayor capacidad refrigerante). A pesar de ello, **los resultados obtenidos siguen estando lejos de las necesidades del tratamiento.**

Finalmente, cabe añadir que en este experimento no se ha tenido en cuenta la posibilidad de provocar que el flujo de aire impulsado por los ventiladores se encuentre dirigido claramente en una dirección determinada (favoreciendo la circulación y renovación del aire entrante), existiendo flujos de aire contrapuestos que han podido influir en el resultado final, el cual podría haber sido algo mejor en caso de haber tomado esto en consideración.

5.3.4. Circuito formado por doce células Peltier y seis ventiladores.

Para este último ensayo (Figura 5.22), se ha construido un circuito formado por doce células Peltier conectadas entre sí como se muestra en la Figura 5.20, y seis ventiladores conectados en paralelo como se puede observar en la Figura 5.21. El objetivo de esta prueba ha sido el de reproducir, de la forma más aproximada posible, cómo podría ser finalmente el circuito interior que iría montado dentro del hipotético gorro o casco, tratando de tener una primera idea de cómo sería la distribución de las celdas, el espaciado necesario entre estas, la ubicación de los ventiladores, la altura final del circuito, las necesidades de ventilación requeridas, etc.

Sin embargo, en la línea de lo que venía sucediendo en los ensayos anteriores, los resultados obtenidos no han permitido sacar conclusiones positivas en cuanto al rendimiento proporcionado por las celdas empleadas. Los valores de temperatura registrados por los termopares adosados bajo la placa de aluminio (parte fría del sistema) se han estabilizado entorno a los **24°C**, muy lejos de las temperaturas necesarias para el tratamiento.



CÉSAR DEL POZO MESONES

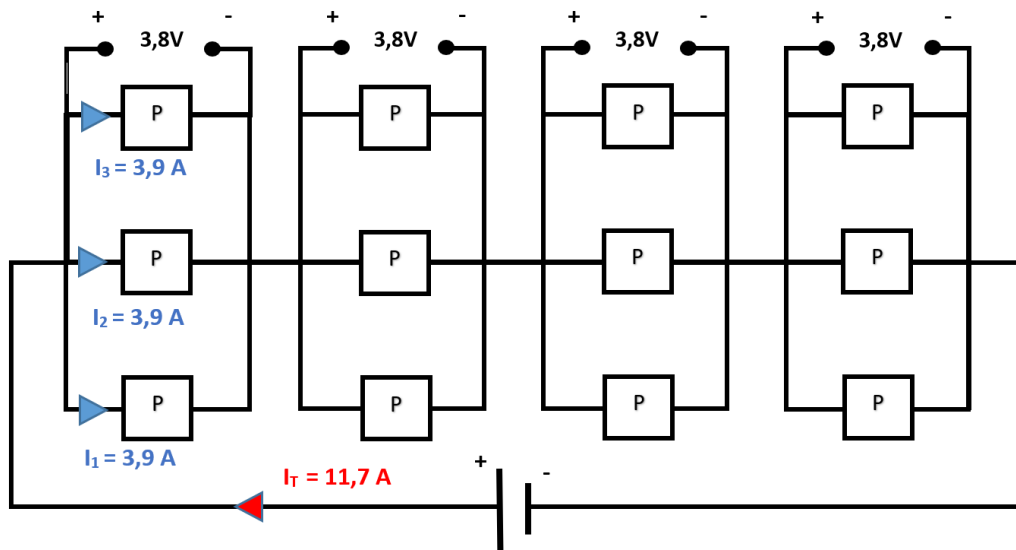


Figura 5.20. Esquema eléctrico del circuito Peltier. FUENTE: Elaboración propia.

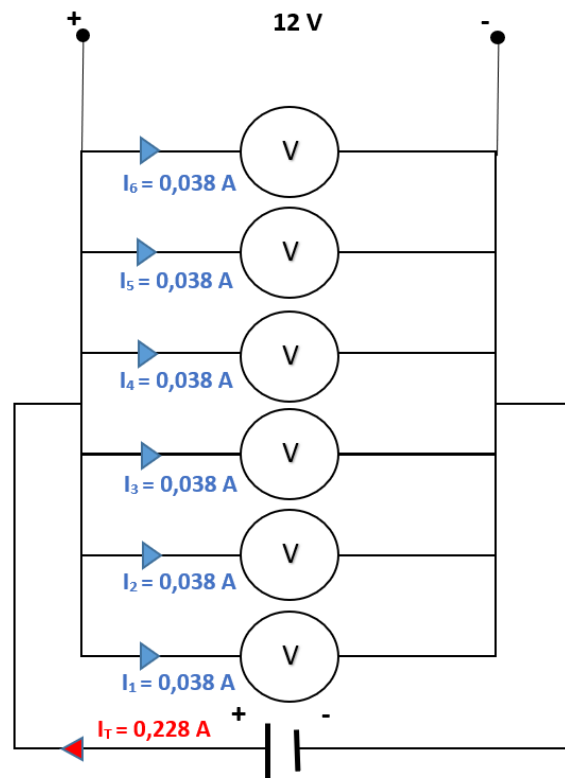


Figura 5.21. Esquema eléctrico circuito ventiladores. FUENTE: Elaboración propia.

OPTIMIZACIÓN DE INSTRUMENTACIÓN PARA TRATAMIENTOS
TÉRMICOS DE USO MÉDICO

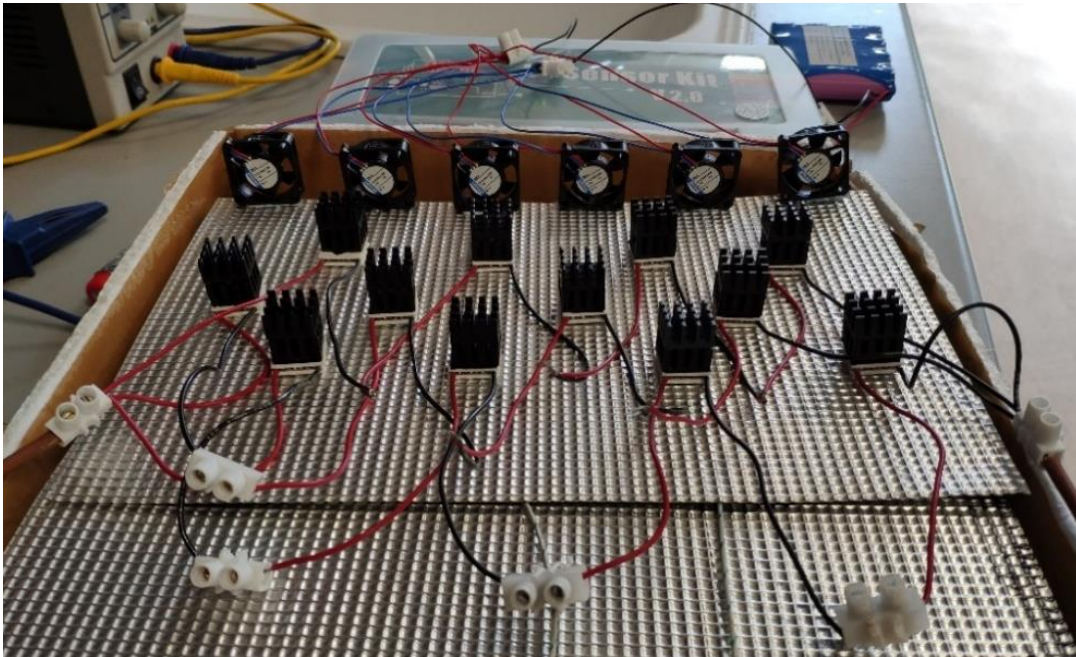


Figura 5.22. Tres filas de cuatro celdas en serie, en paralelo, y seis ventiladores. FUENTE: Elaboración propia.

Tabla 5.17. Resultados del ensayo con tres celdas en serie y tres ventiladores. FUENTE: Elaboración propia.

		Valores de la corriente suministrada				Temperatura (termopares)	
		TEÓRICOS		REALES		T _F (°C)	T _C (°C)
		V (V)	I (A)	V (V)	I (A)		
<i>S = 0,024 m²</i>							
Reposo		-	-	-	-	20,5	
Funcionamiento	Circuito Peltier	15,2	11,7	15,2	5,9	23,7 - 24	64,1
	Circuito ventiladores	12	0,228				

El circuito se ha montado sobre una placa de 25 x 16 centímetros cuadrados, utilizando seis ventiladores para contribuir a la disipación del calor sobrante de la cara caliente de doce células Peltier, siendo la tasa de ventiladores por celda inferior a la unidad. Debido a ello, se han experimentado diferencias de hasta 8°C entre la temperatura alcanzada en el lado caliente de las celdas situadas en las posiciones más cercanas a los ventiladores (medida sobre la superficie primaria de los disipadores), y la registrada en aquellas celdas que se encontraban localizadas en las posiciones más alejadas, dando idea de **la importancia que tiene la cercanía a los ventiladores para garantizar una mayor velocidad de disipación del calor sobrante al ambiente por convección forzada.**

Por otro lado, en la parte final del experimento se ha procedido a tapar el circuito como se muestra en la Figura 5.23, con el objetivo de ver si al canalizar el flujo de aire impulsado por los ventiladores de esta manera, mejoraba o no el resultado final obtenido. Sin embargo, al tapar el circuito, la temperatura del lado frío del sistema se ha estabilizado en torno a los 27,5°C (aproximadamente 3,5°C por encima de la obtenida sin tapar el circuito), concluyendo que **el sistema es capaz de ofrecer un mayor rendimiento si se permite una ventilación más libre y abierta.**

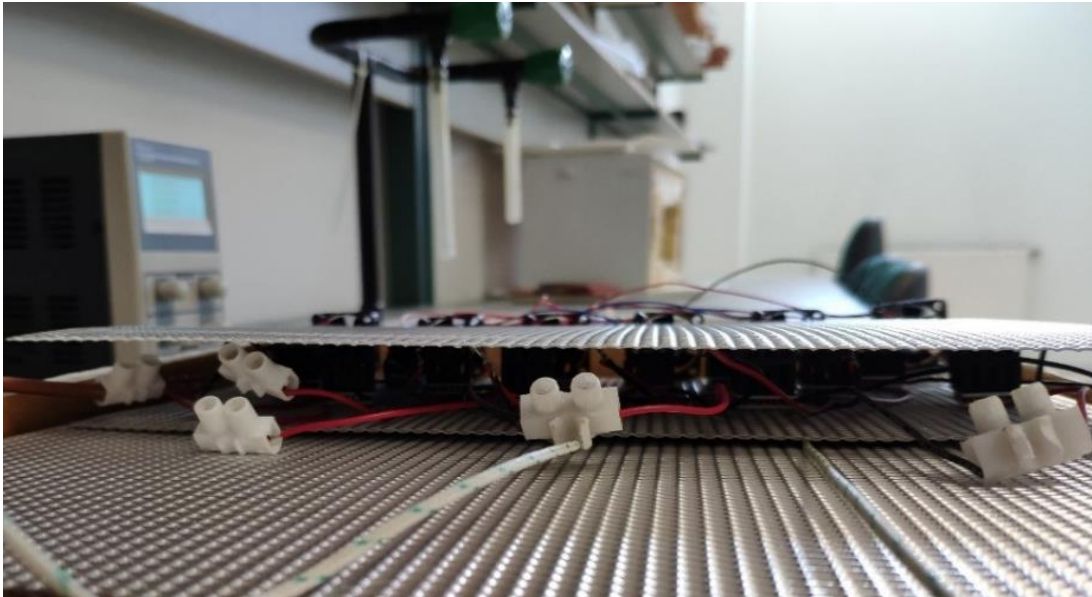


Figura 5.23. Circuito Peltier tapado. FUENTE: Elaboración propia.

5.4. CONCLUSIONES A LAS PRUEBAS REALIZADAS Y PROBLEMAS ENCONTRADOS.

Gracias a todos y cada uno de los ensayos explicados hasta el momento se ha podido comprobar que, en primer lugar, **la tecnología Peltier es capaz de ofrecer la potencia refrigerante suficiente y necesaria para formar parte de un dispositivo de enfriamiento alternativo a los utilizados actualmente para cubrir los tratamientos de enfriamiento del cuero cabelludo**. Esta afirmación se encuentra respaldada gracias a los ensayos realizados empleando el módulo Peltier comercial, ya que en ellos se ha conseguido obtener sobradamente y de forma estable, las temperaturas frías que a priori serían necesarias para cubrir con éxito un tratamiento de estas características.

Sin embargo, cuando se ha intentado ir más allá probando diferentes tamaños y configuraciones de células Peltier con el objetivo de reducir en peso y dimensiones el hipotético dispositivo final, buscando además la manera más adecuada de conseguir un enfriamiento suficientemente homogéneo de toda la superficie de intercambio térmico (aspecto fundamental para garantizar el éxito del tratamiento), las **complicaciones** han comenzado a aparecer.

Por un lado, cuando se ha tratado de lograr un resultado similar al obtenido con el módulo Peltier comercial utilizando una celda de características idénticas (tipo 1, Tabla 5.3), reduciendo el peso y las dimensiones de los elementos habitualmente utilizados para disipar el calor sobrante de su cara caliente (Figura 5.16), se ha comprobado que, **los medios interpuestos con el fin de disipar este flujo de calor y, de esta manera, sacar el máximo rendimiento posible al sistema Peltier, no han sido los suficientes, o bien, no se han empleado adecuadamente para lograr resultados satisfactorios**. Algo que parece evidente, pues los módulos Peltier comerciales ya se encontrarían debidamente optimizados para proporcionar su máximo rendimiento con las mínimas dimensiones y el menor peso posible.



Por otro lado, nos hemos topado con el mismo problema al realizar diversas pruebas con células Peltier de menor potencia y tamaño (tipos 2 y 3, Tabla 5.3). Estos ensayos se han llevado a cabo con la idea de proporcionar la potencia refrigerante necesaria para el tratamiento utilizando un mayor número de celdas con el fin de crear una especie de “malla” que cubra toda la superficie del cuero cabelludo del paciente aplicando el frío necesario directamente sobre la cabeza, o a través de una fina capa de un gel refrigerante (Tabla 5.12 y Tabla 5.13).

No obstante, como se ha podido observar, a pesar de que se ha ido aumentando gradualmente la cantidad de elementos destinados a la disipación del calor sobrante de la cara caliente, en ningún caso se ha conseguido alcanzar (por mucho) las temperaturas de operación frías requeridas.

A pesar de ello, dado que **es vital para la eficacia del tratamiento que exista un enfriamiento suficientemente homogéneo de toda la superficie del cuero cabelludo** (recordamos que el enfriamiento proporcionado por las células Peltier es altamente localizado), se ha considerado que desde el punto de vista técnico, esta **disposición en forma de “malla”** podría ser la mejor opción para lograr diseñar un dispositivo en forma de gorro o casco “todo en uno”, que fuera fácil de utilizar, ergonómico, transportable y suficientemente autónomo, el cual debería ser capaz de proporcionar con éxito el efecto deseado sin renunciar a ninguna de las ventajas que hoy en día ofrecen los productos existentes en el mercado para estos fines. Además, la configuración propuesta es altamente interesante puesto que **permitiría reforzar la capacidad de refrigeración en aquellos puntos especialmente calientes del cuero cabelludo** simplemente aumentando el número o densidad de celdas presentes en estos lugares (por ejemplo, en las zonas próximas a las ramificaciones de las arterias occipitales).

Por tanto, debido a los motivos expuestos, antes de desechar esta opción de forma precipitada en vista de los resultados obtenidos en los ensayos anteriores, se ha tratado de investigar cuál ha sido el origen (causa raíz) que ha provocado tan malos resultados, es decir, el por qué no hemos sido capaces de sacar el máximo rendimiento a las celdas Peltier utilizadas hasta el momento.

5.5. ENSAYO CON CÁMARA TÉRMICA.

Durante esta etapa de la investigación, se han realizado una serie de pruebas **con el objetivo de determinar finalmente si es o no viable la opción planteada**. Es decir, diseñar un dispositivo de enfriamiento en forma de gorro o casco cuya parte interior esté compuesta por conjunto de celdas conectadas entre sí, dando lugar a una configuración en forma de “malla” que cubra todo el cuero cabelludo, de forma que la parte fría se encuentre directamente en contacto con la cabeza del paciente. Para ello, se ha puesto a disposición del estudio una **cámara térmica** propiedad de la Universidad de Cantabria (Figura 5.24), con la que se ha podido analizar en profundidad cómo se ha producido realmente la transmisión de calor (fundamentalmente por conducción), a lo largo de los elementos empleados para expulsar al ambiente el calor sobrante de la cara caliente de las células Peltier utilizadas en los ensayos realizados hasta el momento.



Figura 5.24. Cámara térmica. **FUENTE:** Elaboración propia.

Gracias a su empleo, como se mostrará a continuación, se ha podido detectar el principal problema que impedía mejorar los resultados obtenidos: **la mala transmisión de calor por conducción que estaba teniendo lugar entre la placa caliente de la célula Peltier y los elementos destinados a la disipación de calor por conducción empleados** (disipadores de aluminio).

Para llegar a esta conclusión ha sido necesario realizar un ensayo con una célula Peltier del tipo 3 (Tabla 5.3), colocando sobre su lado caliente dos disipadores de aluminio enfrentados, uno encima del otro. La razón que ha llevado a colocar de esta manera los disipadores ha sido la de intentar mejorar la transmisión de calor por convección al ambiente creando unos canales entre los huecos que dejan las aletas de cada uno de ellos para favorecer el paso del flujo de aire impulsado por los ventiladores (tratando de imitar la forma que tiene el disipador montado en el módulo Peltier comercial).

Todos los elementos mencionados permanecen unidos entre sí de igual manera que en el resto de los ensayos anteriores, es decir, a través de un adhesivo incluido en la compra de los disipadores. Además, se han ubicado dos ventiladores dispuestos en

paralelo (uno delante y el otro detrás de la celda), de tal manera que el flujo de aire inducido se encuentre dirigido en una dirección determinada, permitiendo así una adecuada disipación de calor al ambiente por convección forzada (Figura 5.25).

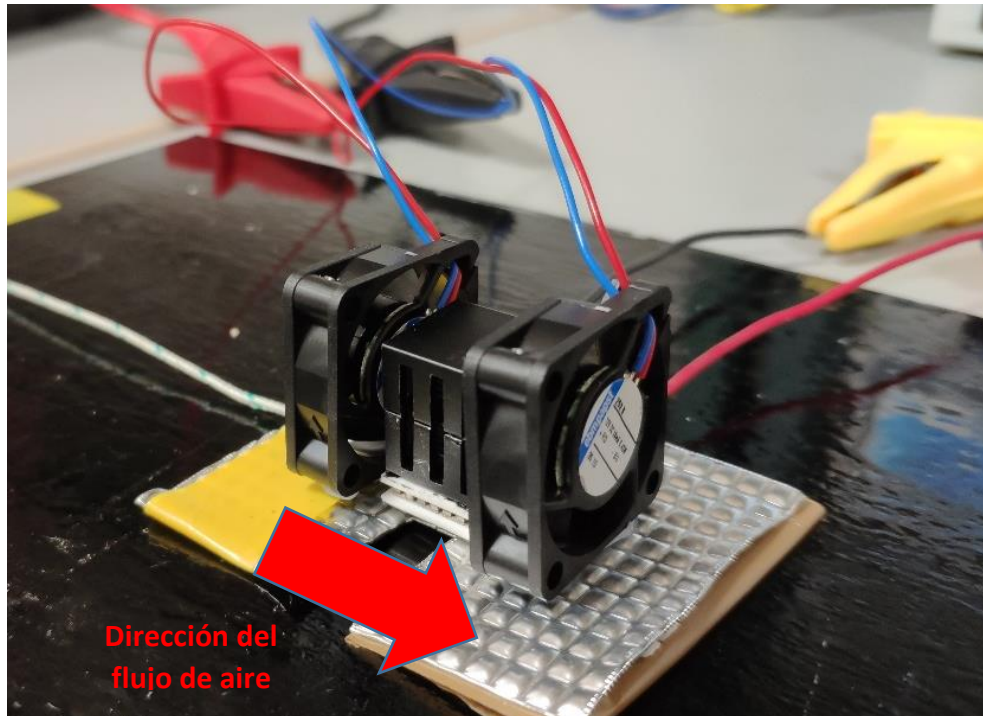


Figura 5.25. Ensayo con cámara térmica. **FUENTE:** Elaboración propia.

Cabe indicar que, aunque en ensayos anteriores se ha llegado a utilizar un mayor número de disipadores y/o ventiladores por celda, **se ha elegido esta configuración como el caso límite a considerar en cuanto a las dimensiones de todos los elementos implicados, debido a que es fundamental que su tamaño permita adosar tantas unidades como fueran necesarias de manera consecutiva para crear finalmente la “malla” de celdas a la que se ha hecho referencia anteriormente**, la cual cubriría toda la superficie capilar del paciente. Esta debe ser lo suficientemente densa para conseguir un enfriamiento completamente homogéneo, garantizando que el tratamiento sea efectivo a lo largo de toda la superficie de intercambio térmico y durante toda la duración del tratamiento.

Por tanto, en caso de que por esta vía no se consigan resultados satisfactorios, esta opción quedaría desechada y se debería continuar la investigación volviendo a considerar los módulos Peltier comerciales tal y como los conocemos, con el objetivo de dirigirnos hacia un tipo de dispositivo más similar al DigniCap, formado por un gorro recorrido por un fluido refrigerante, el cual adquiriría la temperatura fría necesaria para el tratamiento en una unidad externa compuesta por estos módulos Peltier, quienes en este caso, serían los encargados de transmitir el frío necesario al fluido refrigerante del circuito interior del gorro.

5.5.1. Resultados obtenidos.

Con ayuda de las dos fuentes de alimentación de corriente continua disponibles en el laboratorio se han alimentado, por un lado, los dos ventiladores conectados en paralelo eléctricamente a 12 V, y, por otro lado, la célula Peltier a 3,1 V (aproximadamente el 80% de la tensión máxima marcada por el fabricante) y a 1,78 A. En estas condiciones, pasado un breve intervalo de tiempo, una vez estabilizado el sistema, se ha utilizado la cámara térmica para comprobar el comportamiento térmico del conjunto, obteniendo los resultados mostrados en la Figura 5.26.

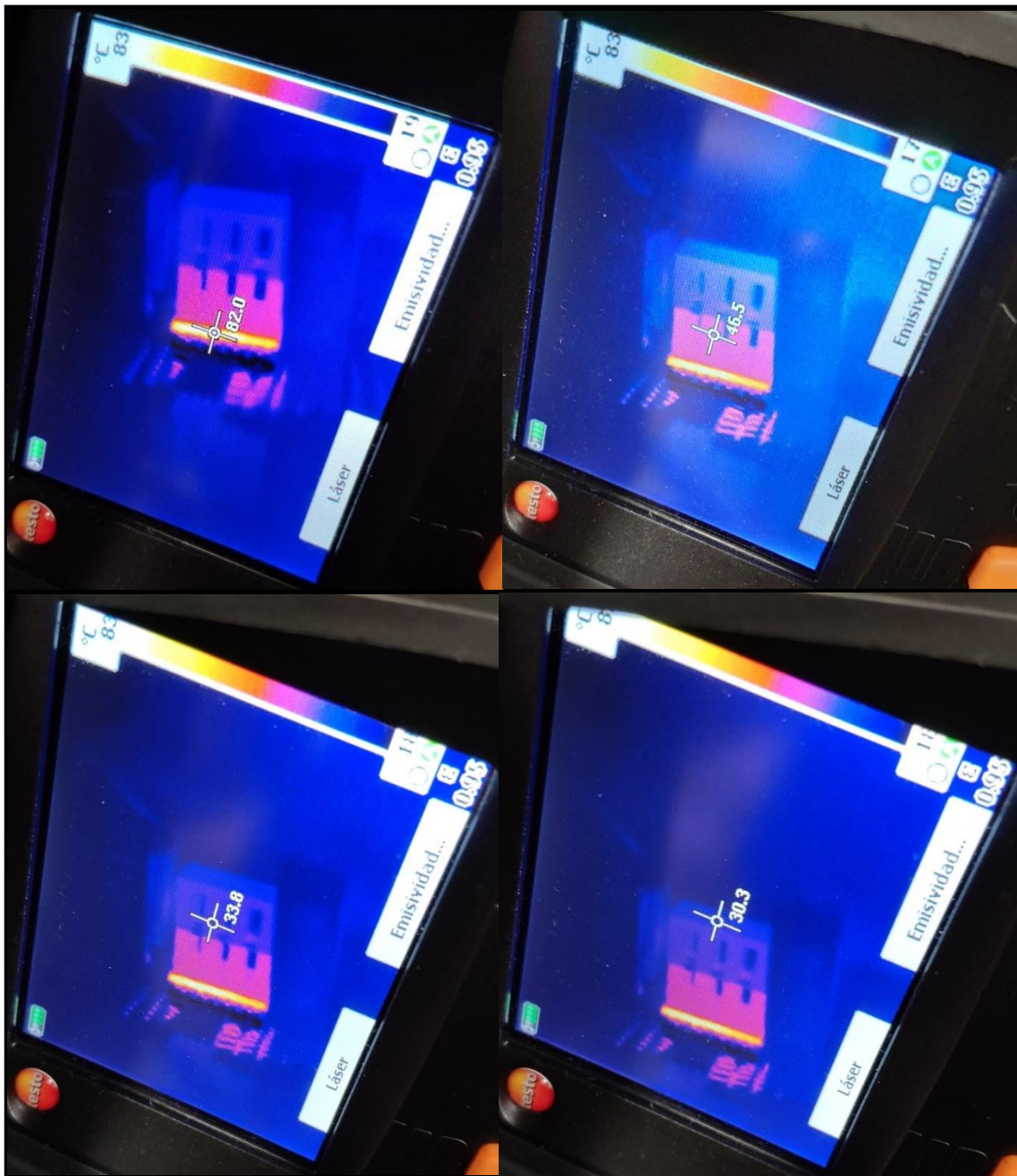


Figura 5.26. Análisis térmico del ensayo con cámara térmica. **FUENTE:** Elaboración propia.



A tenor de lo mostrado en las imágenes anteriores, se observa como el punto más caliente del sistema se encuentra localizado sobre la cara caliente de la célula Peltier, la cual alcanza temperaturas de aproximadamente 82°C. Sin embargo, el primer disipador (directamente situado sobre la celda) tan solo logra calentarse hasta alcanzar una temperatura de unos 46,5°C, mientras que el segundo disipador (ubicado sobre el primero) apenas supera los 30°C durante el ensayo.

Estos resultados indican claramente que existe un problema de transmisión de calor por conducción, probablemente provocado por el **adhesivo utilizado** para unir la celda al primer disipador, y este, al segundo disipador. Al parecer, el pegamento empleado está impidiendo una adecuada transmisión de calor por conducción a través de los diferentes elementos utilizados para tal efecto, provocando un contacto defectuoso entre ellos que, posiblemente, esté originando pequeñas burbujas de aire en las uniones de los diferentes elementos implicados, aislando el calor e impidiendo una buena propagación del mismo hacia el exterior.

5.5.2. Solución propuesta.

Con el fin de intentar conseguir una mejora sustancial en la transmisión de calor por conducción a lo largo de los disipadores de calor utilizados, se han tomado dos medidas correctoras:

- a) **Reemplazar el adhesivo que se venía utilizando hasta el momento por una grasa térmica especializada** (habitualmente empleada en las uniones entre elementos destinados a la disipación de calor en el interior de dispositivos electrónicos).



Figura 5.27. Grasa térmica Sofamel. **FUENTE:** Elaboración Propia.

Para comprobar su eficacia, se ha repetido el ensayo anterior realizado con la cámara térmica, sustituyendo únicamente el adhesivo utilizado en las uniones por la grasa térmica de la Figura 5.27, pudiendo observar cómo rápidamente

conseguimos mejorar los resultados obtenidos (Figura 5.28). En este caso, la temperatura de la **cara fría** alcanzó los **7,4°C** de manera estable mientras que, en la cara caliente, la transmisión de calor por conducción a través de los disipadores de aluminio mejoró considerablemente como se muestra en las imágenes tomadas con ayuda de la cámara térmica (Figura 5.29).

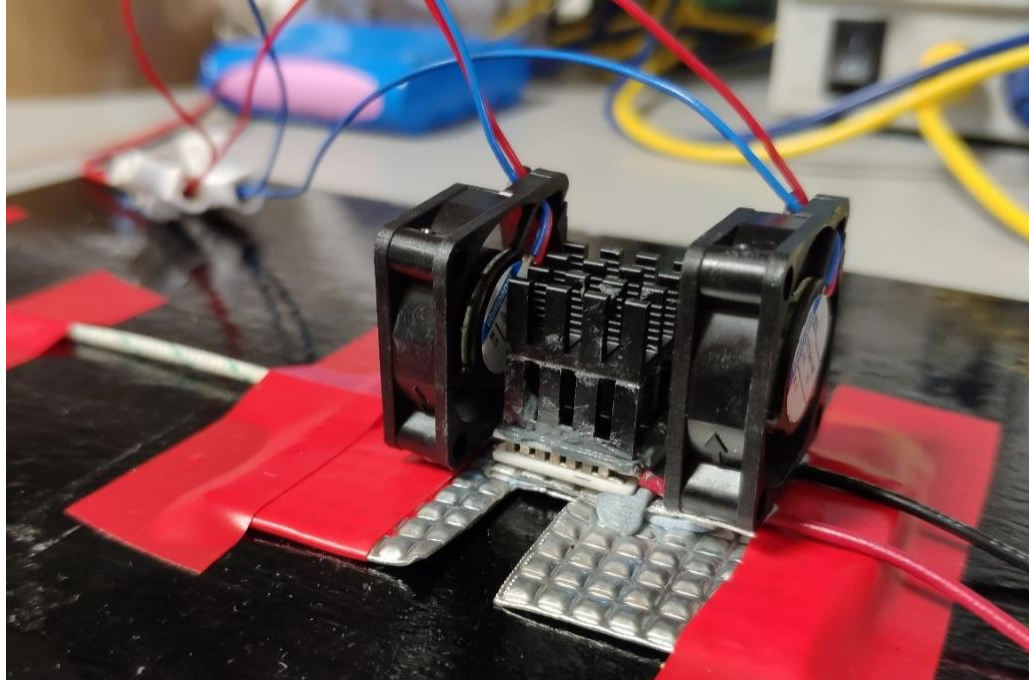


Figura 5.28. Conjunto formado por dos ventiladores y la unión, con grasa térmica, de una célula Peltier y dos disipadores de aluminio (no enfrentados). **FUENTE:** Elaboración propia.

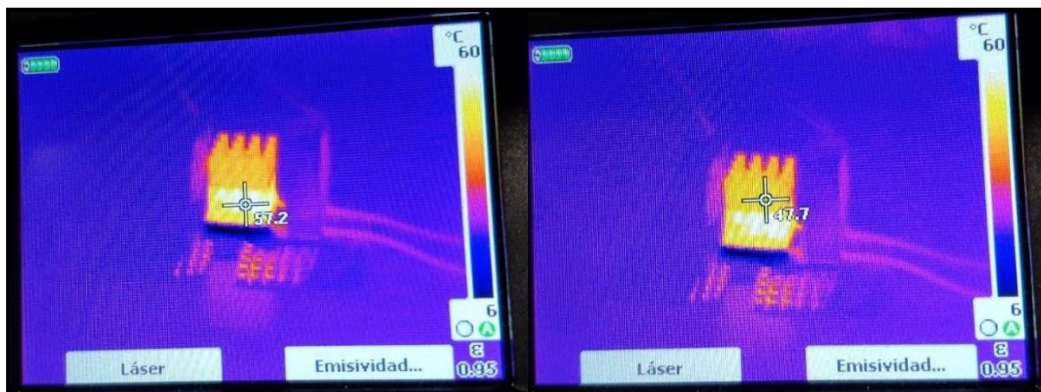


Figura 5.29. Análisis térmico del sistema al utilizar pasta térmica (dos disipadores no enfrentados). **FUENTE:** Elaboración propia.

Es importante resaltar que el ensayo se ha realizado de dos maneras distintas: en primer lugar, colocando los disipadores de calor uno encima del otro (sin enfrentarlos) como se ha mostrado anteriormente (Figura 5.28 y Figura 5.29), y en segundo lugar, enfrentando sus aletas como ya habíamos hecho en el primer ensayo realizado con ayuda de la cámara térmica (Figura 5.30).

OPTIMIZACIÓN DE INSTRUMENTACIÓN PARA TRATAMIENTOS
TÉRMICOS DE USO MÉDICO



Figura 5.30. Análisis térmico del sistema al utilizar pasta térmica (dos disipadores enfrentados). **FUENTE:** Elaboración propia.

Sorprendentemente, pese a que a priori se pensaba que al enfrentar las aletas, los canales o huecos generados entre estas favorecerían un mejor flujo de aire a través de ellos (forzado en una dirección determinada con ayuda de los ventiladores), permitiendo mejorar la disipación de calor al exterior por convección del sistema, nada más lejos de la realidad, pues de esta manera tan solo logramos alcanzar una **temperatura de 8,8°C en la cara fría** de manera estable.

Por tanto, la temperatura fría que obtendríamos con esta disposición sería aproximadamente 1,4°C peor. Esto probablemente se deba a que la superficie de contacto entre las aletas del primer y segundo disipador es considerablemente más débil que si el contacto se produce entre las aletas de uno de los disipadores y la superficie primaria del otro (orientando ambos con las aletas hacia arriba).

Además, también podría estar influyendo la capacidad de aprovechamiento del flujo de aire forzado por los ventiladores, ya que, debido a la geometría que presenta la sección útil de los mismos, se consigue aprovechar una mayor cantidad del flujo de aire impulsado por estos al montar los disipadores sin enfrentar, puesto que, en caso de enfrentarlos, una buena parte de este flujo (principalmente en la zona superior), golpea directamente sobre la superficie primaria del disipador y se desvía hacia el exterior.

No obstante, lo ideal sería contar con un único disipador de calor de aletas más prolongadas que sustituyera a los utilizados en estos ensayos, evitando en la medida de lo posible, las debilidades que pueden aparecer en las uniones entre los distintos elementos implicados, las cuales influyen en que no se produzca una adecuada transferencia de calor por conducción a lo largo del conjunto. Al no contar con disipadores de estas características, los siguientes ensayos se han realizado colocando los disipadores con las aletas orientadas hacia arriba, dado que ha sido la opción que mejores resultados ha dado.

- b) Utilizar unas bridas para atar fuertemente el conjunto, aumentando la presión con la que se mantienen unidos todos estos elementos entre sí.** De esta manera, se intenta evitar o reducir en la medida de lo posible la aparición de impurezas o burbujas de aire que aíslen el calor en dichas uniones (Figura 5.31).

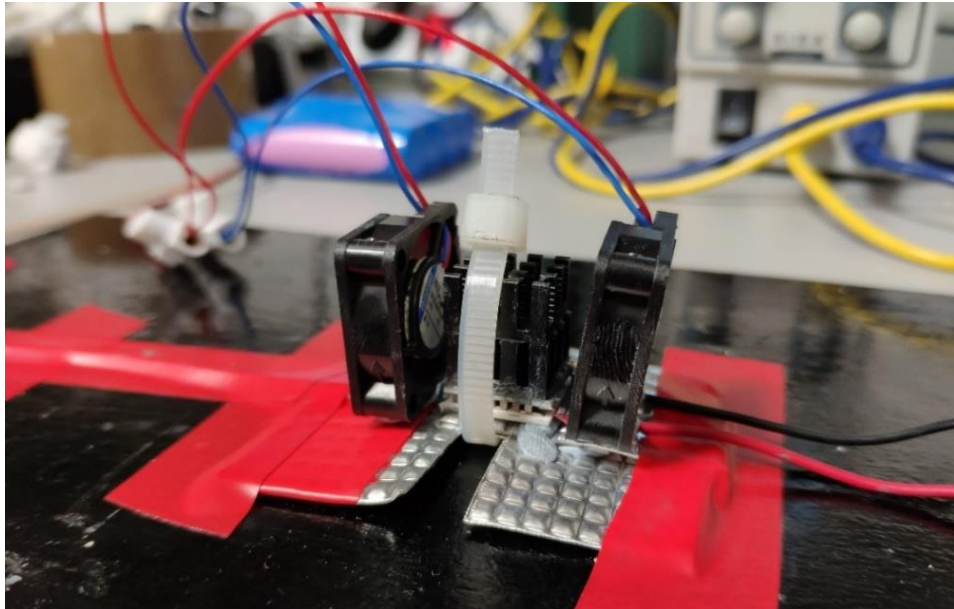


Figura 5.31. Conjunto formado por dos ventiladores y la unión, a través de una brida y pasta térmica, de una celda Peltier y dos disipadores de aluminio (no enfrentados). **FUENTE:** Elaboración propia.

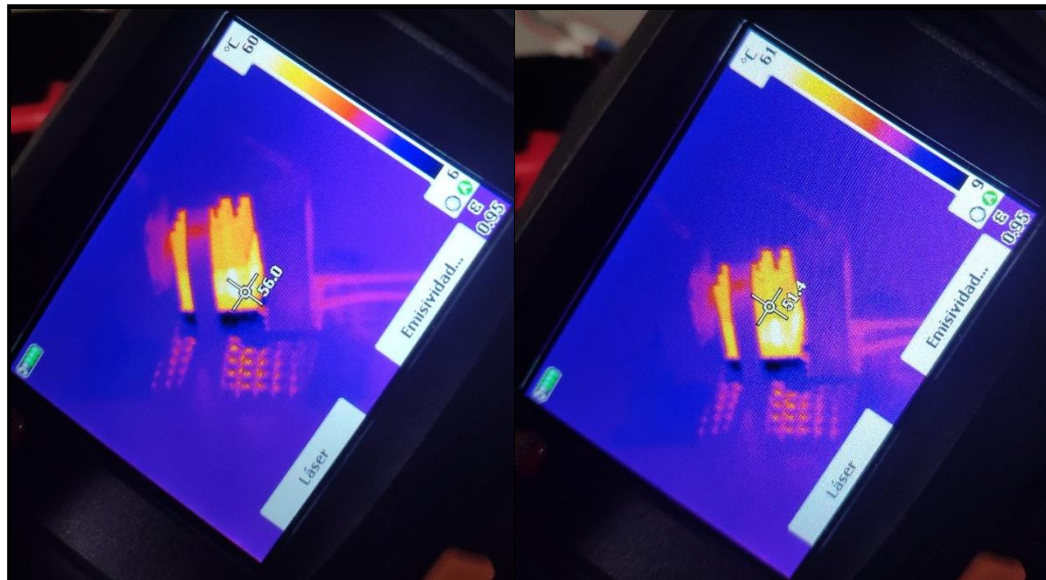


Figura 5.32. Análisis térmico del sistema al utilizar pasta térmica y brida (dos disipadores no enfrentados). **FUENTE:** Elaboración propia.

Una vez se ha conseguido mejorar la transmisión de calor por conducción a través de los disipadores de aluminio con el simple hecho de aplicar grasa térmica en las uniones, con ayuda de una brida, se pretende aumentar la presión con la que se mantiene unido el conjunto, favoreciendo una mejor transmisión de calor por conducción a lo largo del mismo.

De nuevo, el motivo principal por el cual se ha decidido continuar la investigación por este camino es el de simular lo que ocurre en el módulo Peltier comercial, donde la unión con pasta térmica entre el disipador de aluminio y la placa Peltier, se encuentra debidamente atornillada y sellada con el fin de mantener una presión óptima que garantice una adecuada transmisión de calor por conducción térmica hacia el exterior, evitando que puedan aparecer impurezas o burbujas diminutas de aire que actúen como aislantes del calor.

Gracias a estas correcciones se consigue mejorar la capacidad de refrigeración de nuestro sistema Peltier, el cual alcanza con rapidez una **temperatura fría** de **5,3°C** de forma estable, mejorando aproximadamente en dos grados centígrados la temperatura obtenida en el ensayo anterior, para el cual no utilizamos la brida (7,4°C). Por tanto, podemos concluir que al aumentar la presión en las uniones, se consigue mejorar la transmisión de calor por conducción a través del conjunto, y, como consecuencia de ello, se facilita y mejora su eliminación por convección forzada al ambiente, consiguiendo una temperatura de operación más baja en su cara fría.

Tras comprobar que al aplicar estas medidas correctoras los resultados son considerablemente mejores, e incluso, que estos podrían encontrarse dentro de los límites considerados como óptimos para su empleo como método alternativo capaz de cubrir las necesidades de refrigeración del tratamiento planteado en el presente documento, se ha intentado ir un paso más allá, montando un tercer disipador de aluminio sobre los dos que ya se estaban utilizando, con el objetivo de aprovechar al máximo todo el caudal de aire impulsado por los ventiladores en la dirección mostrada, tratando de maximizar el flujo de calor disipado por conducción y, posteriormente, por convección forzada al ambiente (Figura 5.33).

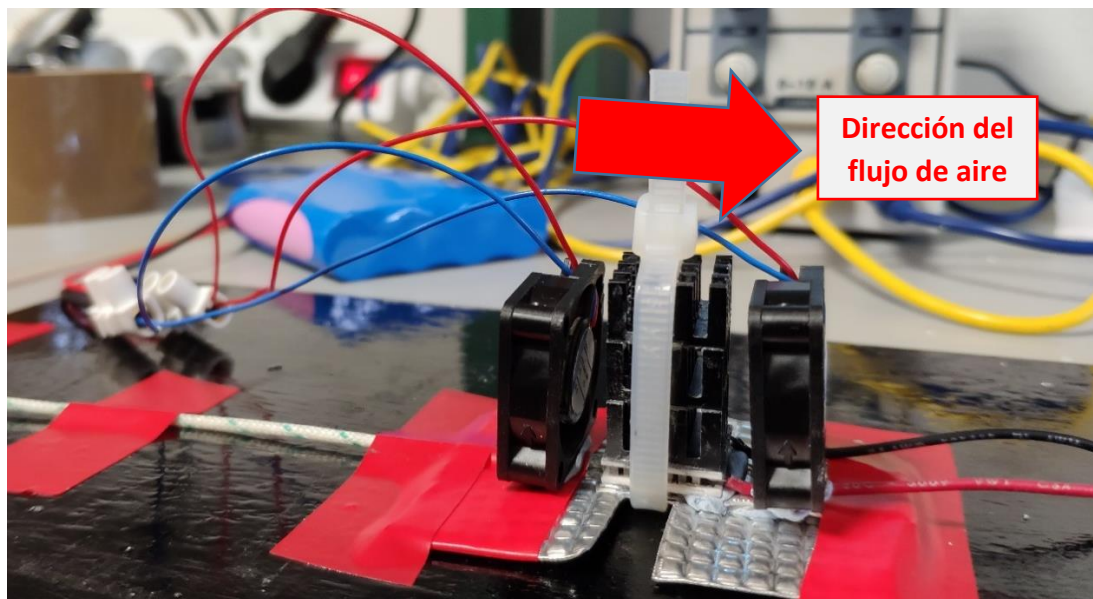


Figura 5.33. Conjunto formado por dos ventiladores y la unión, a través de una brida y pasta térmica, de una celda Peltier y tres disipadores de aluminio (no enfrentados). **FUENTE:** Elaboración propia.

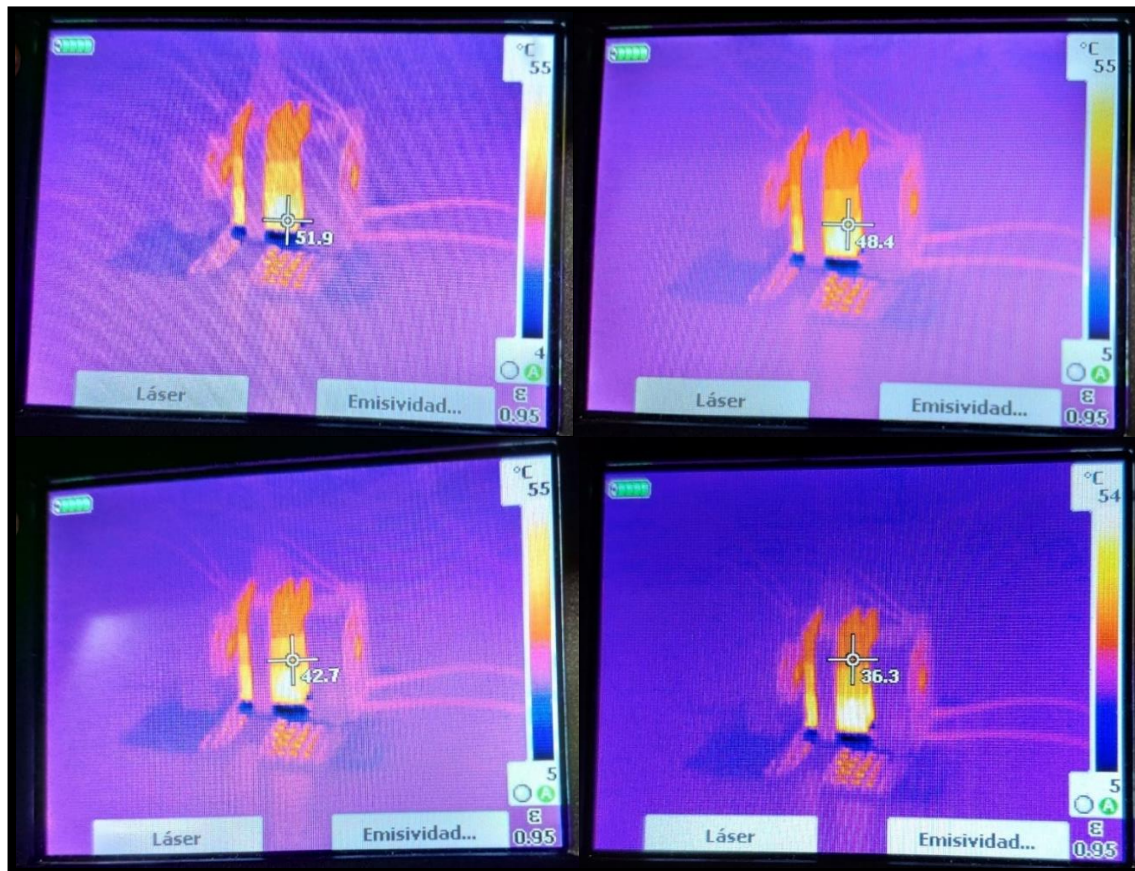


Figura 5.34. Análisis térmico del sistema al utilizar pasta térmica y brida (tres disipadores no enfrentados). **FUENTE:** Elaboración propia.

Los resultados obtenidos en este caso son aún más optimistas, puesto que se consigue alcanzar en la **cara fría** de manera estable una **temperatura** de **3,5°C**, consiguiendo aumentar la velocidad de eliminación del calor sobrante del lado caliente del sistema.

Adicionalmente, antes de dar por finalizado el ensayo anterior, se han colocado dos placas metálicas de acero en los laterales del conjunto, creando una especie de canal por el cual fluirá el aire impulsado por los ventiladores, provocando un flujo más canalizado y dirigido en su interior, y evitando que parte de este aire introducido se pierda por los laterales. En este caso, la **temperatura** alcanzada por la **cara fría** del sistema de forma estable ha sido de **4,1°C** (Figura 5.35).

OPTIMIZACIÓN DE INSTRUMENTACIÓN PARA TRATAMIENTOS
TÉRMICOS DE USO MÉDICO

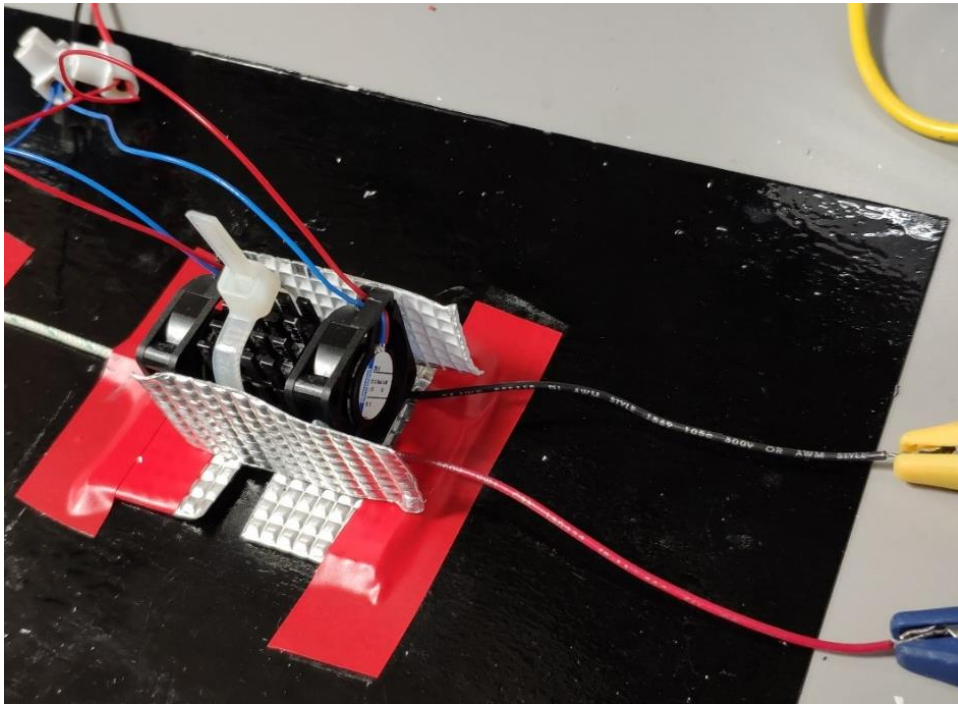


Figura 5.35. Conjunto canalizado formado por dos ventiladores y la unión, a través de una brida y pasta térmica, de una celda Peltier y tres disipadores de aluminio (no enfrentados). **FUENTE:** Elaboración propia.



Figura 5.36. Análisis térmico del sistema al utilizar pasta térmica y brida (tres disipadores no enfrentados y flujo de aire canalizado). **FUENTE:** Elaboración propia.

Aunque en principio la conclusión que deberíamos sacar de esta última parte del ensayo es que, al canalizar el flujo de aire que pasa a través de los disipadores de aluminio la capacidad de refrigeración del conjunto disminuye en más de medio grado centígrado y que, por tanto, es mejor mantener el circuito abierto con una ventilación más libre y menos dirigida, no se debe pasar por alto este experimento ya que simula de una forma más cercana a la realidad lo que ocurrirá dentro de nuestro hipotético gorro o casco, cuya superficie interior estará formada por una “malla” suficientemente densa de celdas, las cuales se proporcionarán calor entre sí (por convección y radiación térmica),



siendo su capacidad para disipar el calor sobrante del lado caliente función de numerosos factores como la posición que ocupe cada celda dentro del circuito, su cercanía a los ventiladores instalados, etc.

En la Figura 5.36, tomada con ayuda de la cámara térmica, se observa como en este caso el tercer disipador alcanza una temperatura $1,4^{\circ}\text{C}$ superior a la registrada por este mismo disipador en el caso anterior, donde el ensayo se llevó a cabo sin canalizar el flujo de aire (Figura 5.34), síntoma de que al canalizar el paso del aire, la velocidad de disipación de calor por convección al ambiente se ve afectada, y, a consecuencia de ello, la temperatura de los disipadores aumenta, siendo la temperatura en la cara caliente de la célula Peltier superior, lo que afecta directamente a su capacidad refrigerante.

5.6. APLICACIÓN DE LAS MEDIDAS CORRECTORAS A LOS PROTOTIPOS INICIALES DE CIRCUITO INTERIOR PLANTEADOS Y SU COMPORTAMIENTO.

Una vez se ha comprobado que es posible obtener las temperaturas necesarias para el tratamiento en la cara fría de una única célula Peltier aislada, cuando ésta incorpora los medios suficientes para poder disipar de manera eficaz el calor necesario de su cara caliente (Figura 5.33), manteniendo un gradiente térmico entre sus caras suficientemente estable para garantizar que se puedan cubrir con éxito las necesidades de enfriamiento exigidas por el tratamiento, el siguiente paso es comprobar cómo afectaría a cada una de estas celdas el hecho de estar rodeadas por otras células Peltier idénticas dentro del circuito interior del hipotético gorro o casco, las cuales se transmitirán parte del calor desprendido de su lado caliente por convección y radiación de unas a otras, siendo la posición que ocupe cada una de ellas dentro del circuito un factor determinante que influirá en el rendimiento final que estas puedan ofrecer de manera individual.

Para la realización de todos los ensayos que a continuación se detallan se han utilizado células Peltier del tipo 3 (Tabla 5.3), las cuales se han alimentado en todos los casos a una tensión de 3,1 V, aproximadamente el 80% de la tensión máxima dada por el fabricante. Esta decisión se ha tomado con el fin de proteger el circuito y de obtener un rendimiento lo más estable posible durante todo el tiempo de funcionamiento.

Además, se han empleado dos tipos de ventiladores, ambos alimentados a 12 V como marca el fabricante. Los más pequeños, de 0,45 W de potencia eléctrica, son los mismos que se han utilizado en prácticamente todos los ensayos anteriores, mientras que, el grande, de 2,52 W de potencia, es el que incorporaba el módulo Peltier comercial extraído de un dispositivo de enfriamiento de muestras en laboratorio (Figura 4.46). Cabe añadir, que la alimentación de estos ventiladores se ha llevado a cabo de forma independiente a la del circuito compuesto por las células Peltier, conectándolos en paralelo a una fuente de corriente continua y/o a una o dos baterías externas, en función de la disponibilidad y comodidad para realizar el ensayo.

5.6.1. Ensayos para comprobar el comportamiento térmico en longitud del hipotético circuito interior.

Considerando una única fila o canal compuesto por tres células Peltier en serie del tipo 3 (Tabla 5.3), se ha estudiado el comportamiento térmico de cada una de ellas a través de un seguimiento de la temperatura alcanzada en su lado frío (capacidad refrigerante), y de las imágenes tomadas con ayuda de la cámara térmica (capacidad de disipación del calor sobrante del lado caliente) a lo largo de tres ensayos independientes, los cuales se diferencian en el número, tipo, colocación y potencia de los ventiladores utilizados.

El objetivo de este bloque de ensayos es determinar cuál es la configuración más óptima para conseguir una adecuada ventilación del conjunto (maximizando la capacidad de disipación de calor), y, por tanto, un mayor rendimiento refrigerante en el lado frío del sistema. En la Figura 5.37 se detalla el esquema eléctrico del circuito construido para llevar a cabo estos ensayos.

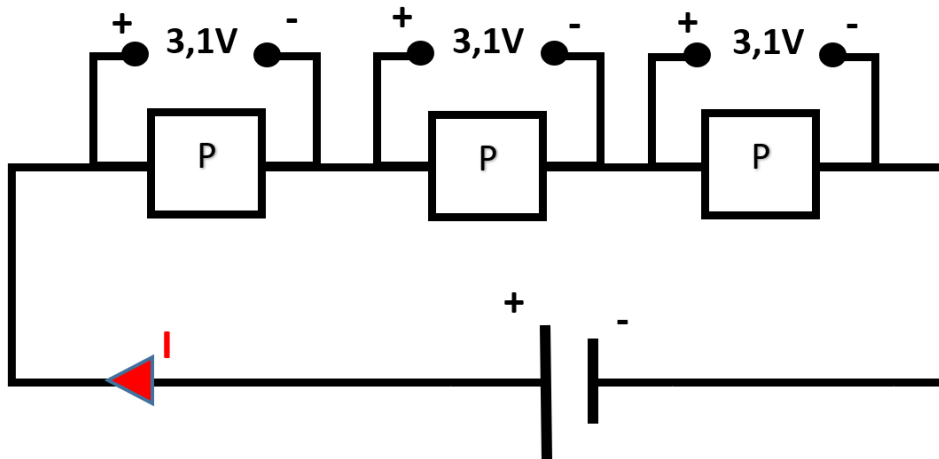


Figura 5.37. Esquema eléctrico del circuito compuesto por tres células Peltier en serie. **FUENTE:** Elaboración propia.

5.6.1.1. Tres células Peltier en fila y dos ventiladores pequeños (entrada y salida). Flujo canalizado.

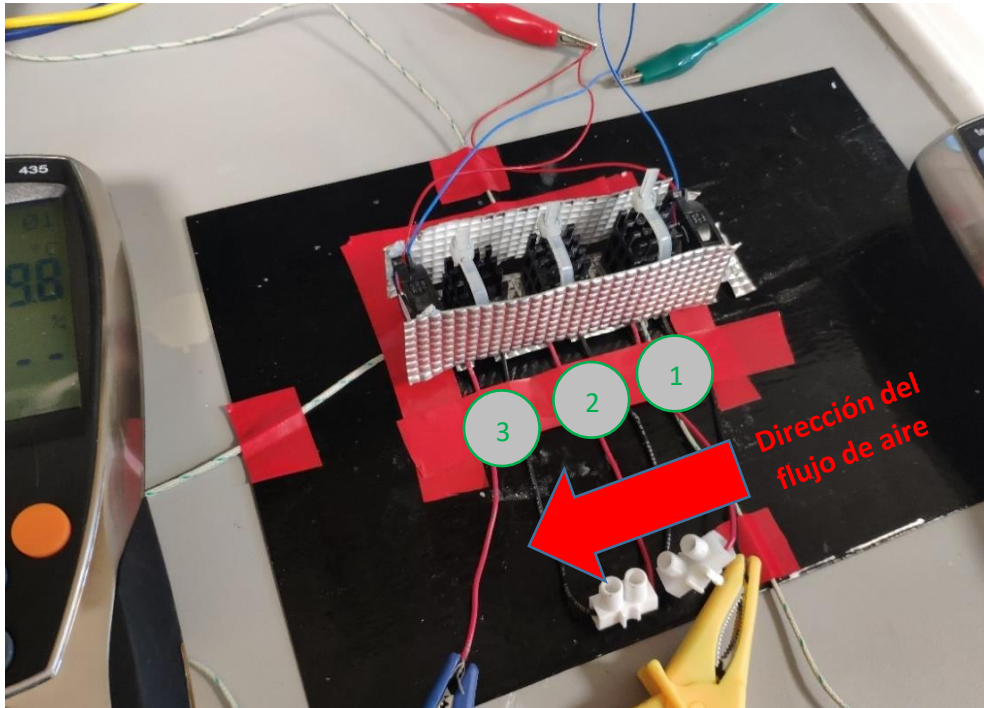


Figura 5.38. Conjunto canalizado formado dos ventiladores (entrada y salida) y la unión, a través de una brida y pasta térmica, de tres celdas Peltier y tres disipadores por celda (no enfrentados). **FUENTE:** Elaboración propia.

Tabla 5.18. Resultados del ensayo con tres celdas en serie y flujo canalizado con ayuda de dos ventiladores, uno de entrada y uno de salida. **FUENTE:** Elaboración propia.

CORRIENTE SUMINISTRADA	T (V)	9,3										
	I (A)	2,02										
	Pe (W)	18,79										
REGISTRO TERMOPARES	T ₁ (°C)	19,4	3,3	7,8	9,4	9,6	9,7	9,6	9,6	9,5	9,4	9,4
	T ₂ (°C)	20,0	7,9	12,4	17,4	18,2	18,6	18,7	18,7	18,8	18,8	18,7
	T ₃ (°C)	19,6	7,4	10,3	14,3	14,6	15,0	15,0	15,2	15,5	15,6	15,6
	t (min)	0	30"	1	2	3	10	15	10	15	20	25

Los resultados obtenidos tras realizar este primer ensayo no han sido nada satisfactorios, las temperaturas registradas por los termopares adosados bajo la cara fría de las celdas han estado muy lejos de las requeridas para el tratamiento (Tabla 5.18). No obstante, pese a que la única conclusión que a priori se puede extraer es que la ventilación utilizada para disipar el calor sobrante de la cara caliente de las tres células Peltier conectadas eléctricamente en serie es insuficiente, también se puede observar cómo varía el comportamiento que adopta cada celda en función de su posición respecto a las demás, y de la distancia existente entre ellas y la ubicación de los ventiladores.

En este sentido, se puede concluir que la capacidad de refrigeración de las celdas disminuye progresivamente a medida que aumenta esta distancia, siendo la celda que ocupa la posición central la más afectada, principalmente por dos motivos: primero,

porque está rodeada de otras celdas que desprenden calor durante su funcionamiento (por convección y radiación térmica), y, segundo, porque no tiene junto a ella un ventilador que impulse o actúe a modo de extractor del flujo de aire entrante, el cual facilite una rápida expulsión del aire a medida que se calienta.

5.6.1.2. *Tres células Peltier en fila y cuatro ventiladores pequeños intercalados.*

Al comprobar que los medios interpuestos en el anterior ensayo para disipar el calor sobrante del lado caliente del sistema Peltier, no han sido suficientes para conseguir alcanzar las temperaturas óptimas necesarias en su lado frío, se ha repetido el ensayo anterior aumentando tasa de ventiladores por celda, intercalando hasta cuatro ventiladores para contribuir a la disipación de calor por convección forzada al ambiente de las tres células Peltier. Además, en este caso, se ha realizado el ensayo en dos fases: una primera fase, donde se ha estudiado el comportamiento de las celdas canalizando el flujo de aire entrante (Figura 5.40), y, una segunda fase, donde se ha dejado el conjunto abierto por sus costados, permitiendo una ventilación más libre y menos dirigida (Figura 5.41). A continuación se muestran los resultados obtenidos tras llevar a cabo ambos supuestos y se recogen las conclusiones extraídas.

a) Flujo canalizado.

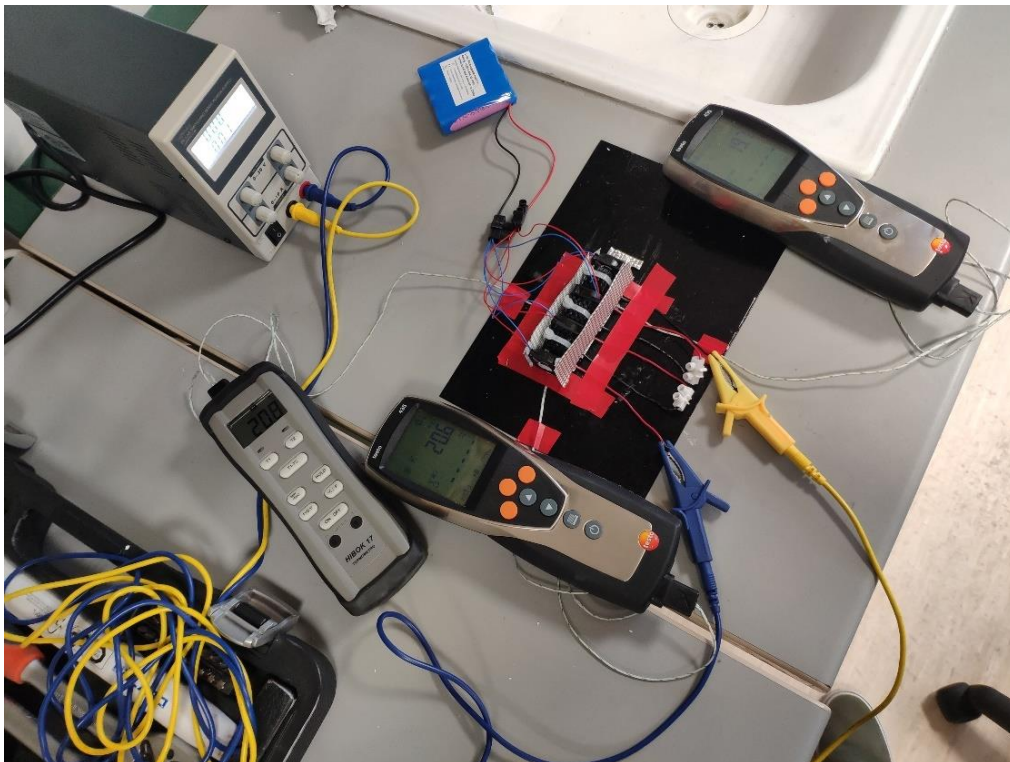


Figura 5.39. Vista general de las conexiones, elementos e instrumentos utilizados para llevar a cabo el experimento.
FUENTE: Elaboración propia.

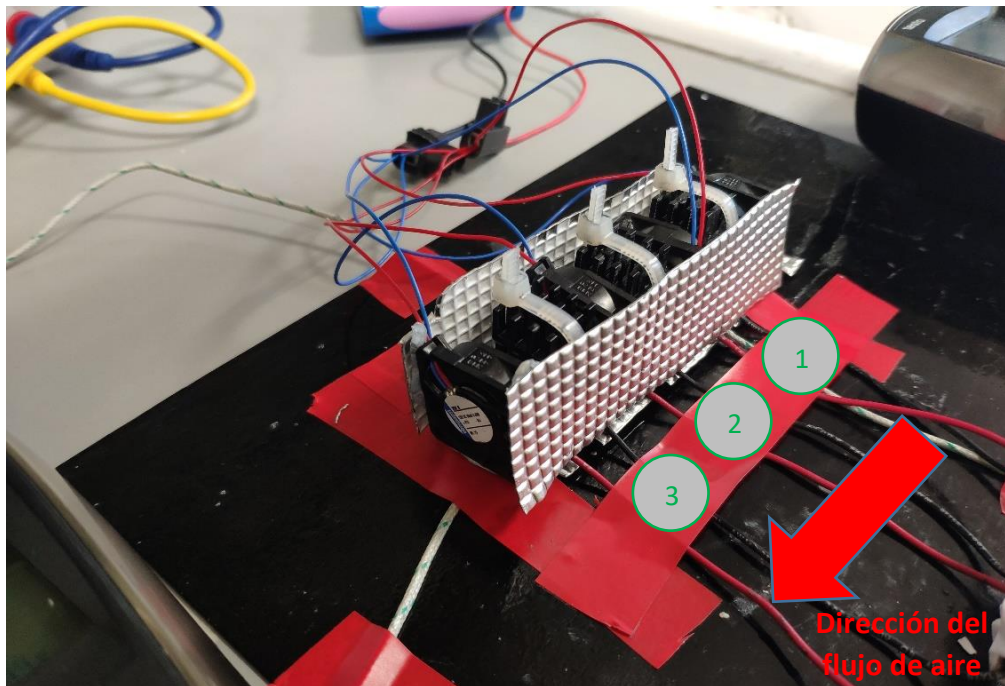


Figura 5.40. Conjunto canalizado formado por cuatro ventiladores intercalados entre las uniones, a través de una brida y pasta térmica, de tres celdas Peltier y tres disipadores por celda. **FUENTE:** Elaboración propia.

Tabla 5.19. Resultados del ensayo con tres celdas en serie y flujo canalizado con ayuda de cuatro ventiladores intercalados. **FUENTE:** Elaboración propia.

CORRIENTE SUMINISTRADA	T (V)	9,3										
	I (A)	2,19										
	Pe (W)	20,37										
REGISTRO TERMOPARES	T ₁ (°C)	18,6	3,9	6,7	7,2	7,3	7,1	6,7	6,5	6,4	6,1	6,3
	T ₂ (°C)	19,2	5,6	11,0	12,0	11,9	11,7	10,8	10,1	9,9	9,9	9,8
	T ₃ (°C)	18,7	4,5	10,7	11,9	12,1	12,0	12,1	12,0	11,9	11,6	11,4
	t (min)	0	30"	1	2	3	5	7	10	15	20	25

En esta primera fase, se observa como la temperatura conseguida en el lado frío ya comienza a tener valores algo más interesantes (Tabla 5.19), síntoma de que la disipación de calor por convección forzada al ambiente ha sido sensiblemente mejor (fundamentalmente en la célula Peltier ubicada en la posición más cercana al ventilador de entrada).

La explicación de que esto suceda es que, al introducir un mayor número de ventiladores, el tiempo de permanencia de cada partícula de aire que penetra en la canalización disminuye, y, gracias a ello, la máxima temperatura alcanzada por el aire en su interior es menor. Esto permite generar un mayor gradiente térmico entre la superficie de los disipadores y el aire en circulación, y, por tanto, una mayor velocidad de transferencia de calor por convección forzada al ambiente, lo que influye directamente en que la transmisión de calor por conducción a través de los disipadores se produzca a mayor velocidad, logrando reducir la temperatura a la que se encuentra la cara caliente de la celda. De esta forma, al ser el gradiente térmico existente entre

OPTIMIZACIÓN DE INSTRUMENTACIÓN PARA TRATAMIENTOS
TÉRMICOS DE USO MÉDICO

ambas caras constante, se consigue provocar un descenso de la temperatura en la parte fría del sistema (mayor capacidad refrigerante).

Sin embargo, a medida que cada partícula de aire avanza en la dirección entrada-salida del flujo de aire incrementando su temperatura, el rendimiento de las celdas empeora a marchas forzadas, existiendo una diferencia de hasta $5,1^{\circ}\text{C}$ entre las temperaturas frías proporcionadas por la primera y la tercera celda, alcanzando esta última una temperatura de $11,4^{\circ}\text{C}$ en su lado frío, prácticamente el doble de la temperatura registrada por el termopar situado bajo la primera celda ($6,3^{\circ}\text{C}$).

b) Flujo sin canalizar.

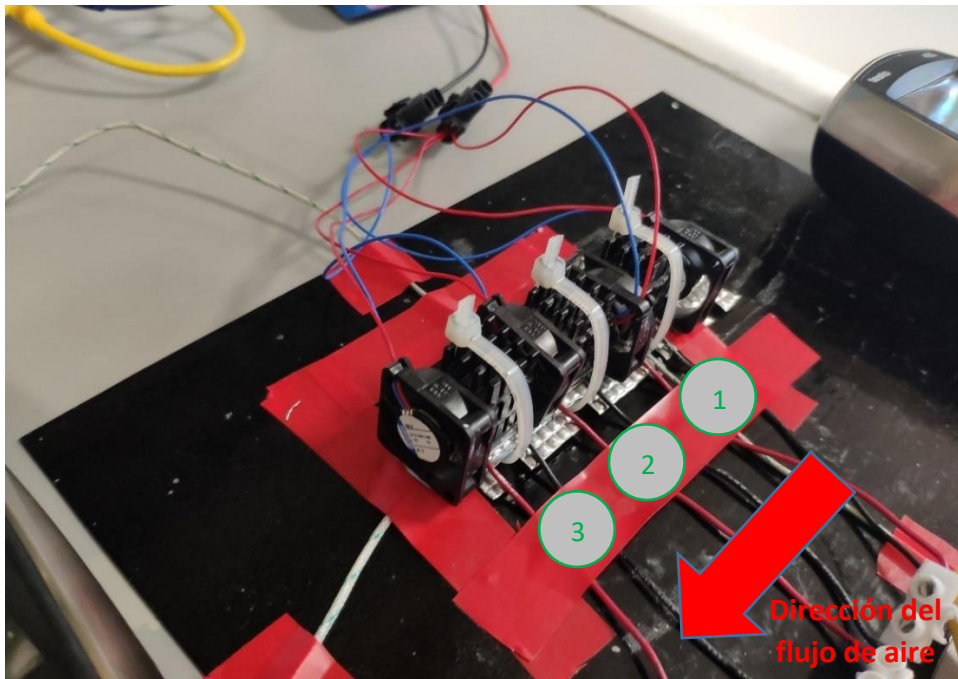


Figura 5.41. Conjunto no canalizado formado por cuatro ventiladores intercalados entre las uniones, a través de una brida y pasta térmica, de tres celdas Peltier y tres disipadores por celda. **FUENTE:** Elaboración propia.

Tabla 5.20. Resultados del ensayo con tres celdas en serie y flujo dirigido (sin canalizar), por medio de cuatro ventiladores intercalados. **FUENTE:** Elaboración propia.

CORRIENTE SUMINISTRADA	T (V)	9,3											
	I (A)	2,22											
	Pe (W)	20,65											
REGISTRO TERMOPARES	T ₁ (°C)	19,6	3,1	5,4	6,2	6,2	6,0	6,1	5,7	5,6	5,7	5,8	
	T ₂ (°C)	20,3	4,9	8,3	9,3	9,3	9,2	9,3	9,2	9,3	9,3	9,3	
	T ₃ (°C)	20,0	4,4	9,4	11,1	11,2	11,1	11,1	11,0	10,8	10,7	10,7	
	t (min)	0	30"	1	2	3	5	7	10	15	20	25	

En esta segunda fase, como ya se pudo observar en experimentos anteriores, al eliminar las chapas de aluminio laterales, encargadas de canalizar el flujo de aire que pasa a través de las celdas, la capacidad refrigerante mejora en aproximadamente medio grado centígrado en todos los casos (Tabla 5.20). Esto es debido a que, al canalizar el flujo de aire, se concentra el calor desprendido tanto por las células Peltier como por los motores

de los ventiladores implicados (por radiación y convección), aumentando la temperatura media de la masa de aire que atraviesa el conjunto. No obstante, es necesario recordar que en un hipotético circuito ubicado en el interior del diseño final planteado a modo de casco, las células Peltier sufrirán un comportamiento más parecido al caso en el que el flujo es canalizado, debido a la estructura del propio casco y a la gran cantidad de celdas, disipadores, ventiladores y conexiones que deberá incorporar para cubrir con garantías las necesidades del tratamiento.

En la Figura 5.42 aparecen representados gráficamente los resultados obtenidos tras realizar ambas pruebas, en primer lugar, canalizando el flujo de aire (FC), y posteriormente, sin canalizar el flujo de aire entrante (FSC), permitiendo así comparar los resultados obtenidos en ambos casos de una manera más visual.

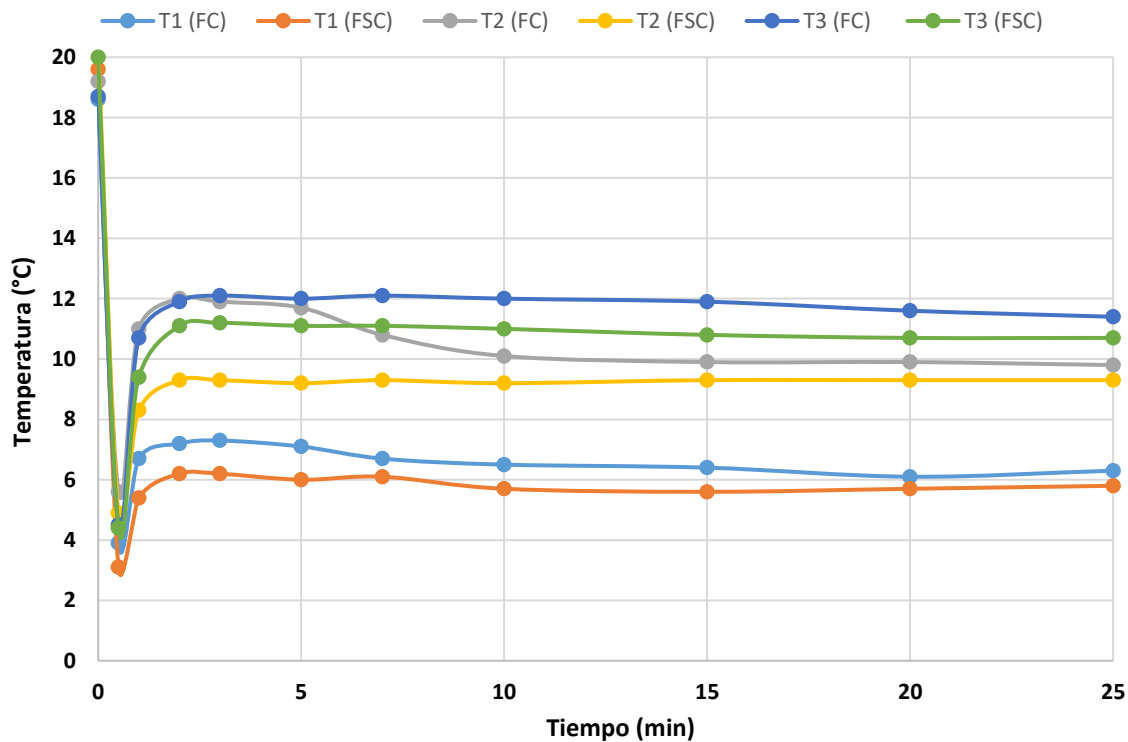


Figura 5.42. Temperaturas registradas por los termopares situados en el lado frío del sistema durante el ensayo con flujo canalizado comparados con los correspondientes al ensayo con flujo sin canalizar. **FUENTE:** Elaboración propia.

Finalmente, en la Figura 5.43 se muestran una serie de fotografías tomadas con ayuda de la cámara térmica durante el ensayo realizado sin canalizar el flujo de aire entrante. En ellas, se puede observar, comparar y deducir, cómo ha tenido lugar la disipación de calor por conducción a lo largo de los disipadores de aluminio montados en el lado caliente de cada una de las celdas instaladas. De esta manera, a través de un sencillo análisis de las temperaturas alcanzadas en diferentes puntos de los disipadores de aluminio utilizados, se puede determinar, en función de la posición que ocupa cada celda en la fila, cómo de buena ha sido la disipación de calor por conducción a través de los mismos, y, de esta forma, poder intuir cómo ha sido la eliminación de calor por convección forzada al ambiente, ya que ambos procesos están muy íntimamente ligados.

OPTIMIZACIÓN DE INSTRUMENTACIÓN PARA TRATAMIENTOS
TÉRMICOS DE USO MÉDICO

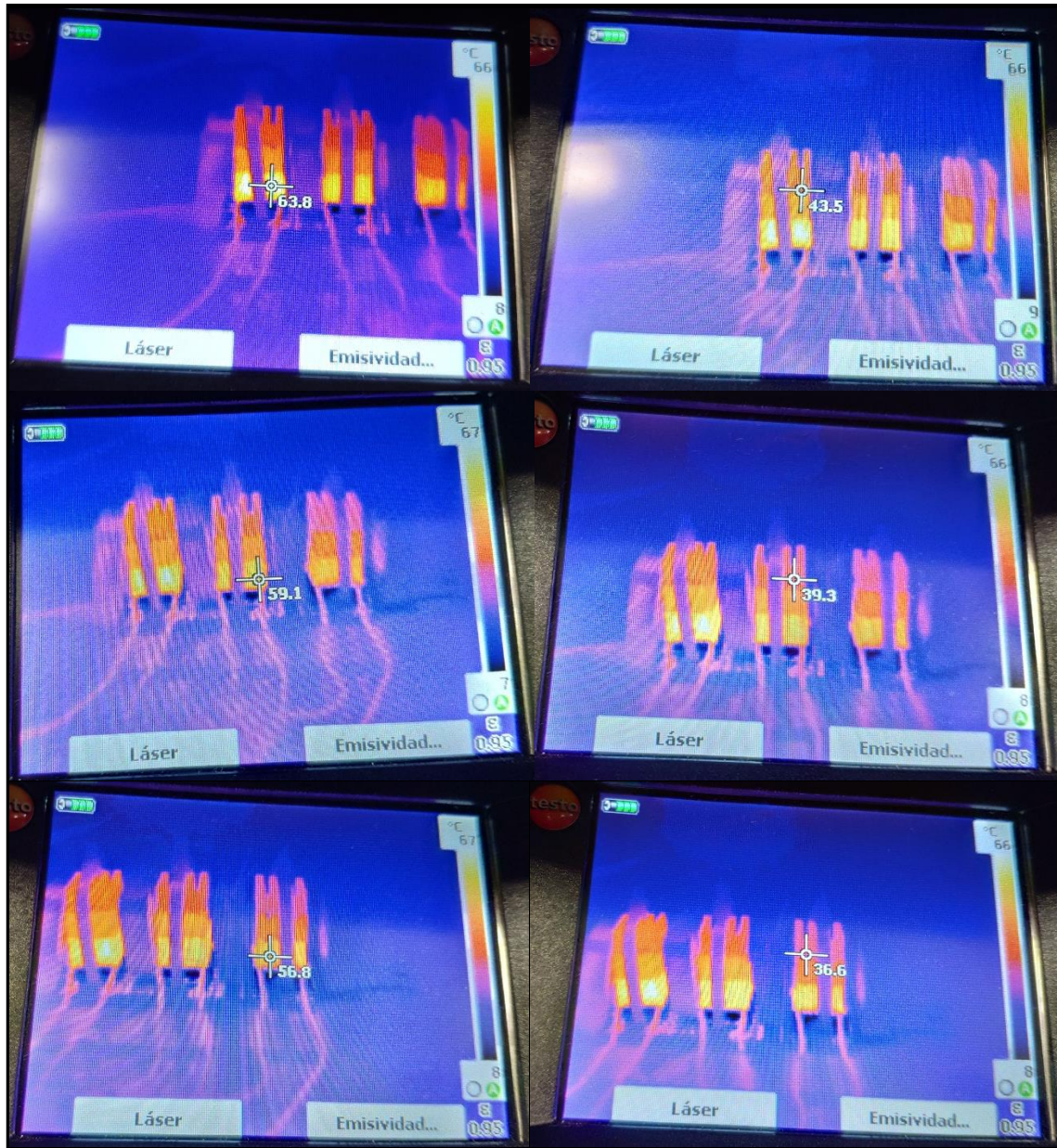


Figura 5.43. Análisis térmico del ensayo para estudiar el comportamiento lineal de las celdas (flujo no canalizado).

FUENTE: Elaboración propia.

Observando las temperaturas alcanzadas por los disipadores durante el ensayo, se ve claramente como la celda que mejor está eliminando el calor sobrante de la cara caliente es la que se encuentra más próxima al ventilador de entrada, mientras que, la célula Peltier que en este caso peor rendimiento está siendo capaz de proporcionar es la tercera (en contacto con el ventilador de salida), coincidiendo con los resultados obtenidos y recogidos en la Tabla 5.20. La forma de interpretar las imágenes tomadas con la cámara térmica es muy sencilla: cuanto mayor sea la temperatura del primer disipador (colocado directamente sobre la cara caliente de la celda) peor está siendo la eliminación del calor sobrante (por convección y conducción) del sistema, y, cuanto mayor sea la diferencia de temperaturas entre el primer y el tercer disipador de cada celda, peor estará siendo la transferencia de calor por conducción a través de ellos.



5.6.2. Ensayos para comprobar el comportamiento térmico conjunto de varias filas o canales consecutivos.

Dado que hasta el momento la temperatura más baja conseguida en la cara fría del sistema Peltier tan solo ha sido de 5,6°C, los resultados obtenidos son insuficientes para poder cubrir el tratamiento con éxito, considerando además que esta temperatura se corresponde con la alcanzada por la celda más cercana a la ubicación del ventilador de entrada en el ensayo realizado sin canalizar el flujo de aire (T_1 , Tabla 5.20). Siendo este caso, el que menos se aproxima a la realidad puesto que, como se ha comentado anteriormente, las celdas que darían lugar a cada uno de los canales ubicados en el interior del hipotético casco deberían contar con un flujo de aire total o parcialmente canalizado, evitando al máximo que el calor desprendido por los canales adyacentes pudiera afectar a la velocidad de disipación del calor sobrante de estas celdas.

Por ese motivo, el objetivo perseguido a lo largo de este bloque de ensayos es el de intentar mejorar la capacidad de disipación de calor de las células Peltier instaladas en cada uno de los canales, y, de esta manera, conseguir que todas las celdas logren alcanzar una temperatura en su lado frío lo más parecida y estable posible. Además, esta temperatura debe encontrarse dentro de los valores óptimos para poder proporcionar una refrigeración homogénea de toda la superficie de enfriamiento, que sea suficiente para cubrir las necesidades del tratamiento y que sea estable en cuanto al rendimiento.

Para ello, en los ensayos que a continuación se exponen, se ha aumentado la velocidad de paso del flujo de aire impulsado por los ventiladores a lo largo del sistema, incorporando en la entrada, un ventilador más potente (el montado en el módulo comercial de la Figura 4.46), de 2,45 W de potencia eléctrica, el cual se ha alimentado a 12 V como marca el fabricante. Adicionalmente, se han empleado dos ventiladores como los utilizados para el resto de ensayos anteriores (de 12 V y 0,45 W), colocados en la salida para favorecer la extracción del flujo de aire tras haber absorbido el calor cedido por los disipadores, proceso durante el cual la masa de aire ha ido aumentando su temperatura.

Bajo estas condiciones, se han realizado tres ensayos repartidos en dos fases diferenciadas. En una primera fase, se han llevado a cabo dos pruebas incorporando un segundo canal idéntico junto al que ya se había sometido a estudio para evaluar cómo varían los resultados obtenidos con respecto al análisis realizado para un único canal aislado, conectando las células Peltier tal y como se muestra en la Figura 5.44.

OPTIMIZACIÓN DE INSTRUMENTACIÓN PARA TRATAMIENTOS
TÉRMICOS DE USO MÉDICO

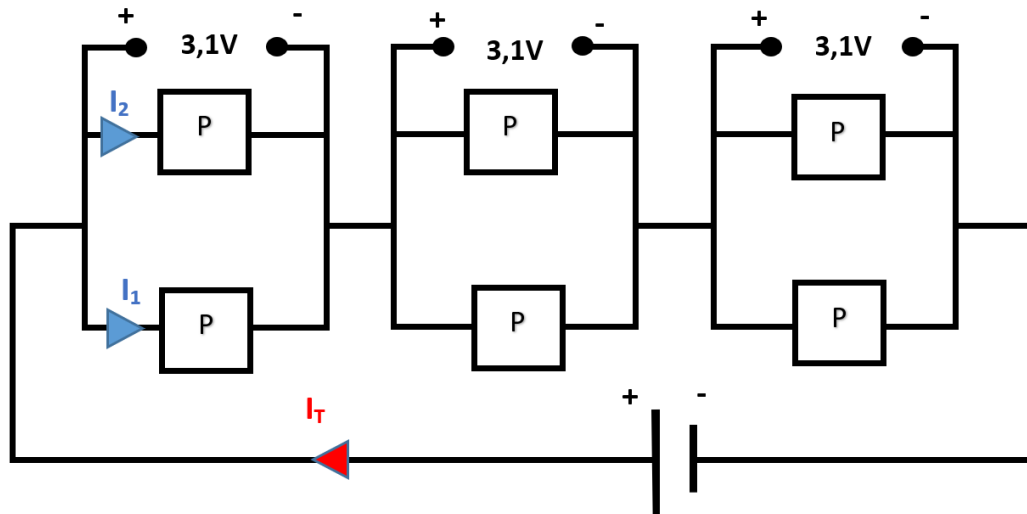


Figura 5.44. Esquema eléctrico del circuito compuesto por seis células Peltier en paralelo tres a tres. **FUENTE:** Elaboración propia.

Por otro lado, en la segunda fase, se ha realizado una tercera prueba incorporando un tercer canal para estudiar el comportamiento de la canalización central, debido a que es la que más sufriría el efecto negativo provocado por la presencia a ambos lados de dos canales idénticos compuestos por tres celdas Peltier cada uno, las cuales desprenden calor durante su funcionamiento. En este último caso, el esquema eléctrico seguido para realizar las conexiones es el que se muestra en la Figura 5.45.

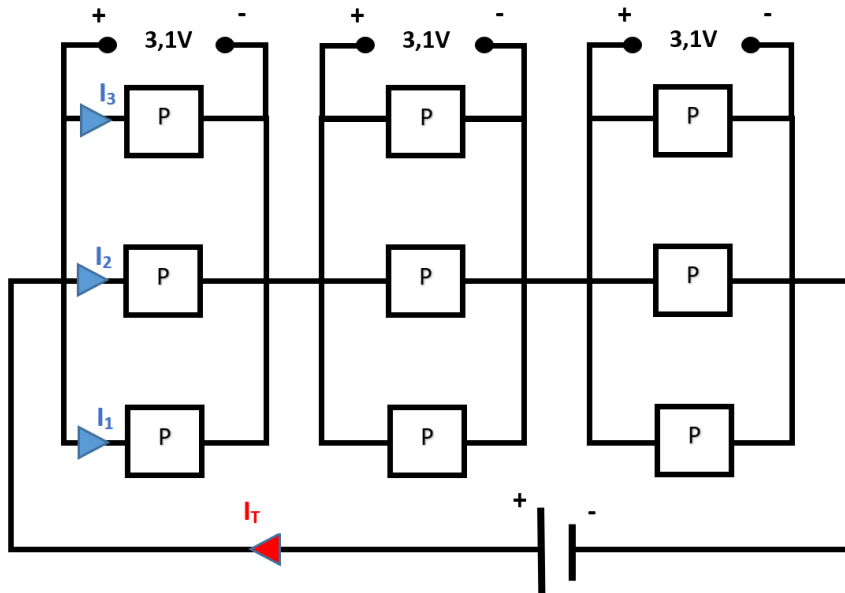


Figura 5.45. Esquema eléctrico del circuito compuesto por nueve células Peltier en paralelo tres a tres. **FUENTE:** Elaboración propia.

A continuación, se muestran los resultados obtenidos a lo largo de las diferentes pruebas realizadas (registrados por los termopares adosados bajo la cara fría de las células Peltier), las cuales se han llevado a cabo canalizando siempre el flujo de aire entrante (tratando de aproximarnos lo máximo posible a la realidad).

5.6.2.1. Dos filas de tres células Peltier cada una, un ventilador grande de entrada y dos ventiladores pequeños de salida. Flujo canalizado.

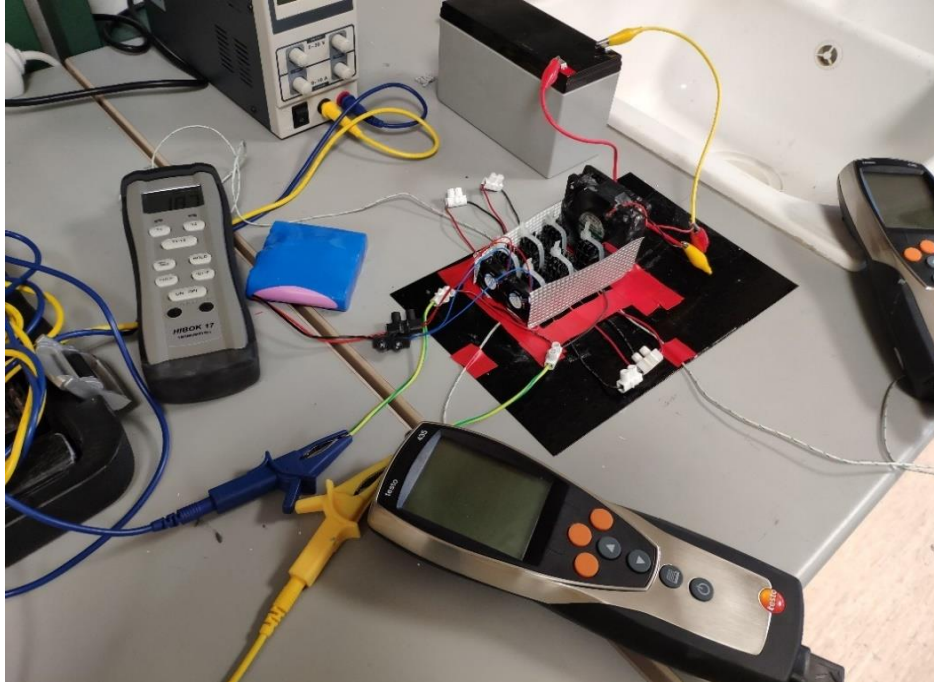


Figura 5.46. Vista general de las conexiones, elementos e instrumentos utilizados para llevar a cabo el experimento. **FUENTE:** Elaboración propia.

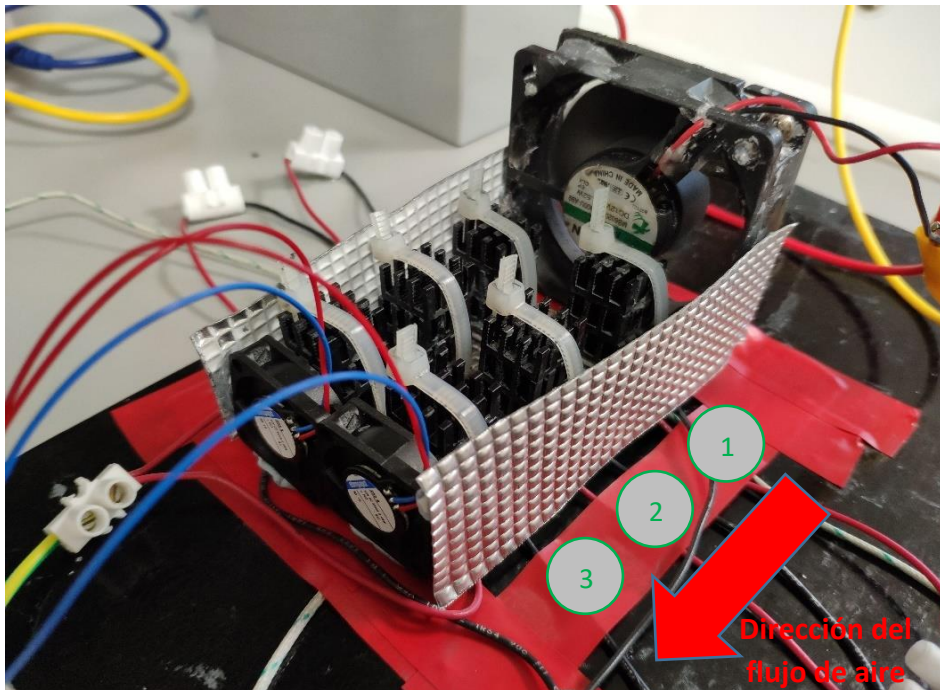


Figura 5.47. Conjunto canalizado formado por dos filas de tres celdas cada una, un ventilador grande de entrada y dos ventiladores pequeños de salida. **FUENTE:** Elaboración propia.



OPTIMIZACIÓN DE INSTRUMENTACIÓN PARA TRATAMIENTOS
TÉRMICOS DE USO MÉDICO

Tabla 5.21. Resultados del ensayo con seis celdas en paralelo tres a tres y flujo canalizado con ayuda de un ventilador grande (entrada) y dos ventiladores pequeños (salida). **FUENTE:** Elaboración propia.

CORRIENTE SUMINISTRADA	T (V)	9,3										
	I (A)	4,21										
	Pe (W)	39,15										
REGISTRO TERMOPARES	T ₁ (°C)	19,5	2,4	3,2	3,8	3,5	3,4	3,4	3,3	3,3	3,2	3,2
	T ₂ (°C)	19,9	4,4	7,5	8,2	7,9	7,7	7,7	7,5	7,6	7,5	7,4
	T ₃ (°C)	19,7	1,4	5,8	6,7	6,4	6,0	6,0	5,9	6,0	6,0	6,1
	t (min)	0	30"	1	2	3	5	7	10	15	20	25

Si echamos un vistazo a los resultados obtenidos a raíz de este ensayo, rápidamente podemos observar cómo las temperaturas frías conseguidas presentan valores mucho más esperanzadores. Al aumentar la velocidad del flujo de aire entrante, se consigue disminuir el tiempo de permanencia de las partículas de aire dentro de la canalización, de manera que la velocidad de disipación del calor sobrante al ambiente mejora considerablemente. Muestra de ello es que, al minuto 25 de ensayo, los termopares adosados bajo el lado frío del sistema han registrado unos valores de temperatura (mantenidos de manera estable en el tiempo), que permiten abrir la puerta a que esta opción de diseño pudiera ser viable en un futuro (3,2°C el más bajo y 7,4°C el más alto).

Y, pese a que la capacidad de refrigeración obtenida sigue viéndose claramente afectada por la posición que ocupa cada celda dentro del circuito, aspecto en el que habrá que continuar incidiendo buscando alternativas que permitan equilibrar este hecho, en esta prueba, ya comenzamos a ver algunos valores de temperatura óptimos para poder cubrir el tratamiento de manera eficaz (los 3,2°C alcanzados por la primera celda permitirían proporcionar el enfriamiento necesario).

La relación existente entre la posición que ocupa la celda y su rendimiento o capacidad de refrigeración se ve claramente reflejada en el gráfico de la Figura 5.48.

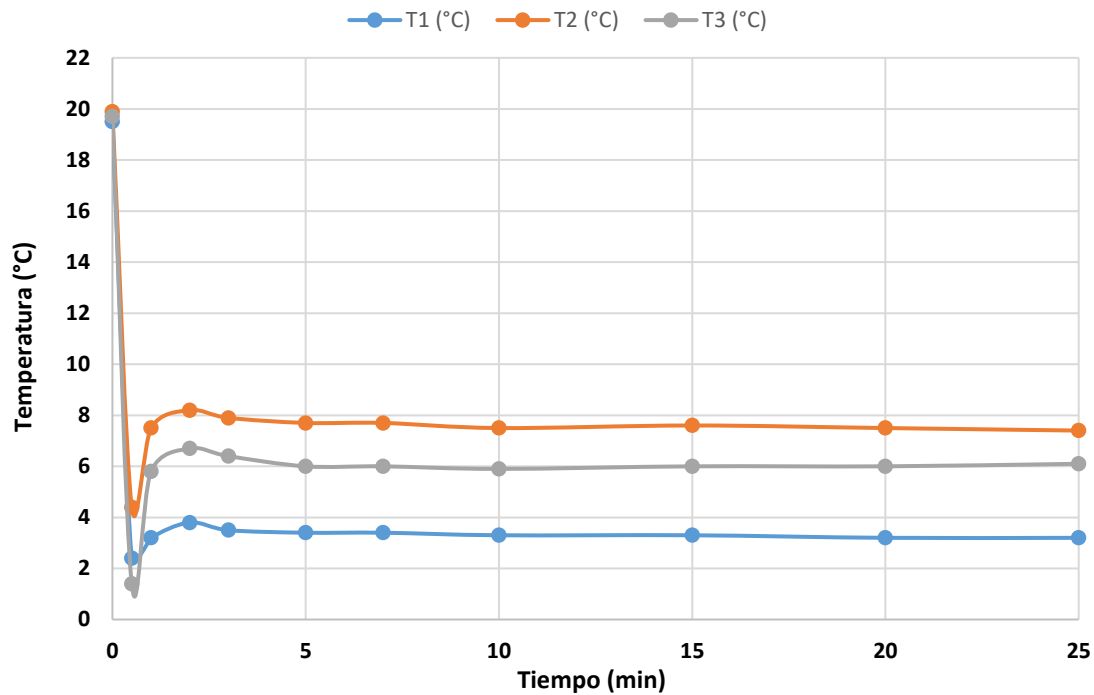


Figura 5.48. Valores registrados durante el ensayo por los termopares adosados bajo las tres células Peltier que constituyen la fila de la izquierda (dirección entrada-salida del fluido). **FUENTE:** Elaboración propia.

Finalmente, analizando con la cámara térmica lo que sucede en el interior de nuestro sistema (Figura 5.49), se observa claramente como la temperatura alcanzada en el lado caliente de cada una de las celdas aumenta a medida que nos alejamos de la posición en la que se encuentran los ventiladores. Al contrario de lo que se podría pensar, las celdas que peor capacidad tienen para disipar el calor sobrante de su lado caliente no son las que ocupan las posiciones finales de cada una de las filas, sino las que se encuentran en la posición central. Esto se debe a dos fenómenos ya explicados anteriormente: por una lado, estas celdas no tienen ningún ventilador cerca que imprima velocidad al fluido a su paso a través de los disipadores y, por otro lado, se encuentran rodeadas por otras células Peltier que desprenden calor durante su funcionamiento.

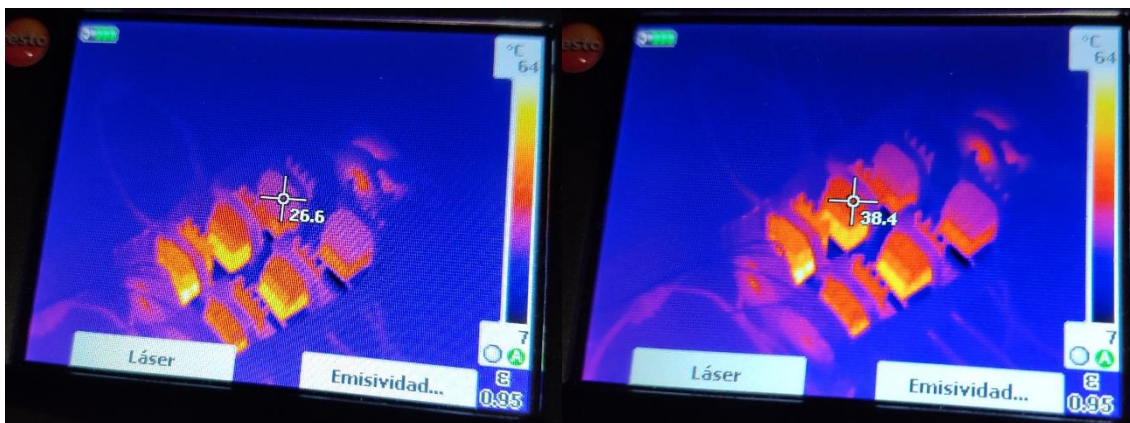


Figura 5.49. Análisis térmico del ensayo para estudiar cómo influye la posición de cada una de las celdas dentro del circuito (flujo canalizado). **FUENTE:** Elaboración propia.

OPTIMIZACIÓN DE INSTRUMENTACIÓN PARA TRATAMIENTOS
TÉRMICOS DE USO MÉDICO

5.6.2.2. Dos filas de tres células Peltier cada una, un ventilador grande de entrada y cuatro ventiladores pequeños intercalados. Flujo canalizado.

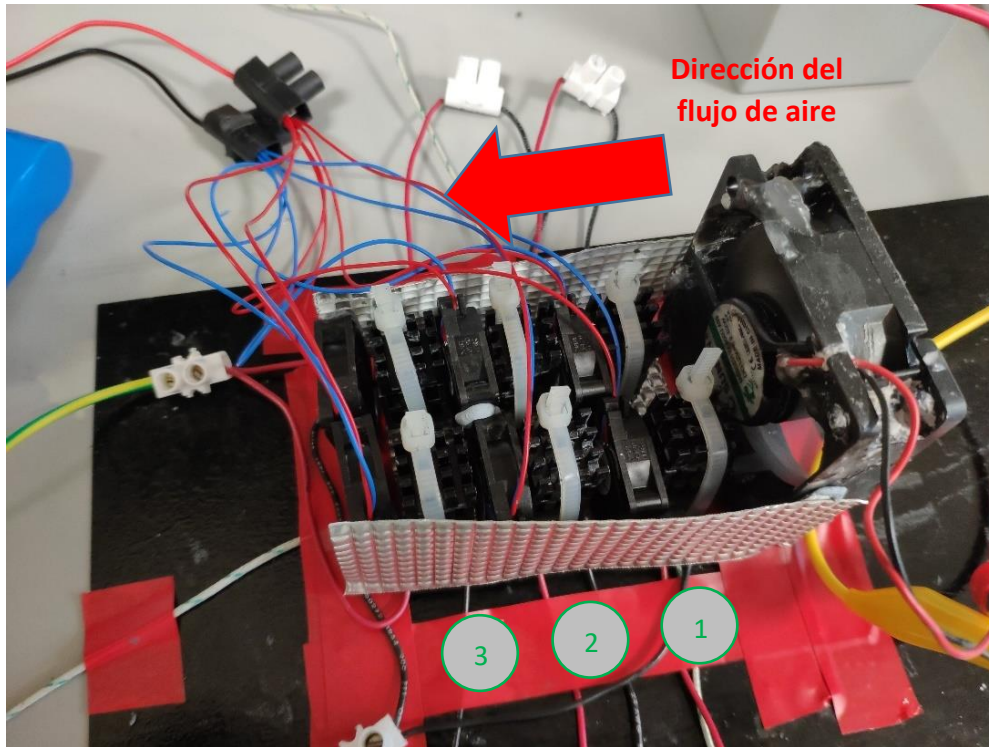


Figura 5.50. Conjunto canalizado formado por dos filas de tres celdas cada una, un ventilador grande de entrada y seis ventiladores pequeños intercalados. **FUENTE:** Elaboración propia.

Tabla 5.22. Resultados del ensayo con seis celdas en paralelo tres a tres y flujo canalizado con ayuda de un ventilador grande (entrada) y seis ventiladores intercalados. **FUENTE:** Elaboración propia.

CORRIENTE SUMINISTRADA	T (V)	9,3											
	I (A)	4,22											
	Pe (W)	39,25											
REGISTRO TERMOPARES	T ₁ (°C)	17,8	3,0	3,4	3,5	3,5	3,6	3,5	3,6	3,5	3,5	3,6	
	T ₂ (°C)	18,4	4,4	6,8	7,3	7,4	7,3	7,3	7,5	7,6	8,0	7,9	
	T ₃ (°C)	18,2	1,7	5,7	6,8	6,9	6,9	7,0	7,2	7,2	7,4	7,4	
	t (min)	0	30"	1	2	3	5	7	10	15	20	25	

En este caso, se ha aumentado la tasa de ventiladores por celda, utilizando además del ventilador de 2,45 W ubicado en la entrada y encargado de impulsar el flujo de aire a través de todo el conjunto, seis ventiladores de 0,45 W intercalados entre las celdas con la intención de disminuir más si cabe el tiempo de permanencia de las partículas de aire en el sistema, haciendo que la masa de aire abandone la canalización a una temperatura menor, y, por tanto, aumentando la velocidad de disipación del calor sobrante por convección forzada al ambiente. No obstante, los resultados obtenidos no han sido los esperados.

Pese a que en principio la idea tendría sentido, como se ha explicado en apartados anteriores, las células Peltier proporcionan un enfriamiento muy localizado bajo la superficie a enfriar, y, por tanto, la densidad de estas dentro del circuito interior del hipotético casco deberá ser elevada (se necesitará emplear un alto número de celdas por unidad de superficie para conseguir cubrir las necesidades del tratamiento de manera eficaz, garantizando un enfriamiento de todo el cuero cabelludo suficientemente homogéneo durante todo el proceso).

Este hecho hará que los espacios libres para ubicar los ventiladores y demás elementos estructurales sean muy reducidos, provocando que, al necesitar incorporar un alto número de elementos en un espacio tan pequeño, el volumen libre que podrá ocupar el aire en su paso a través del sistema se verá muy afectado, disminuyendo el flujo de aire por unidad de tiempo que es capaz de atravesar el conjunto, y, por tanto, dificultando la eliminación de calor al ambiente por convección forzada. Además, cuanto mayor sea el número de elementos incorporados que necesiten de corriente eléctrica para funcionar, mayor será el calor que estos desprenderán por efecto Joule, lo cual deberá ser tenido en cuenta, pues afectará también a la capacidad de refrigeración final del sistema.

En el gráfico de la Figura 5.51, aparecen reflejados los resultados obtenidos tras realizar esta parte del estudio de una manera más visual, para que de esta forma, se pueda establecer una comparación más sencilla y directa de la capacidad de refrigeración obtenida a raíz de este ensayo respecto a la conseguida en el ensayo anterior, cuyos resultados se han representado de igual manera en la Figura 5.48.

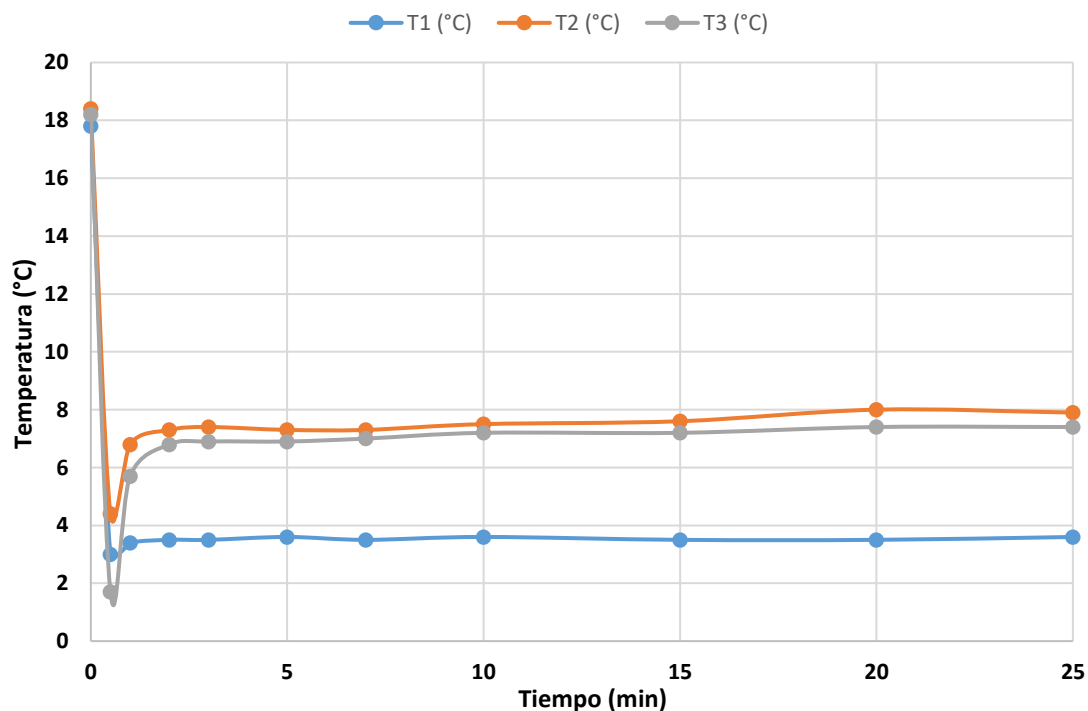


Figura 5.51. Valores registrados durante el ensayo por los termopares adosados bajo las tres células Peltier que constituyen la fila de la izquierda (dirección entrada-salida del fluido). **FUENTE:** Elaboración propia.

OPTIMIZACIÓN DE INSTRUMENTACIÓN PARA TRATAMIENTOS
TÉRMICOS DE USO MÉDICO

5.6.2.3. *Tres filas de tres células Peltier cada una, un ventilador grande de entrada y tres ventiladores pequeños de salida. Flujo canalizado.*

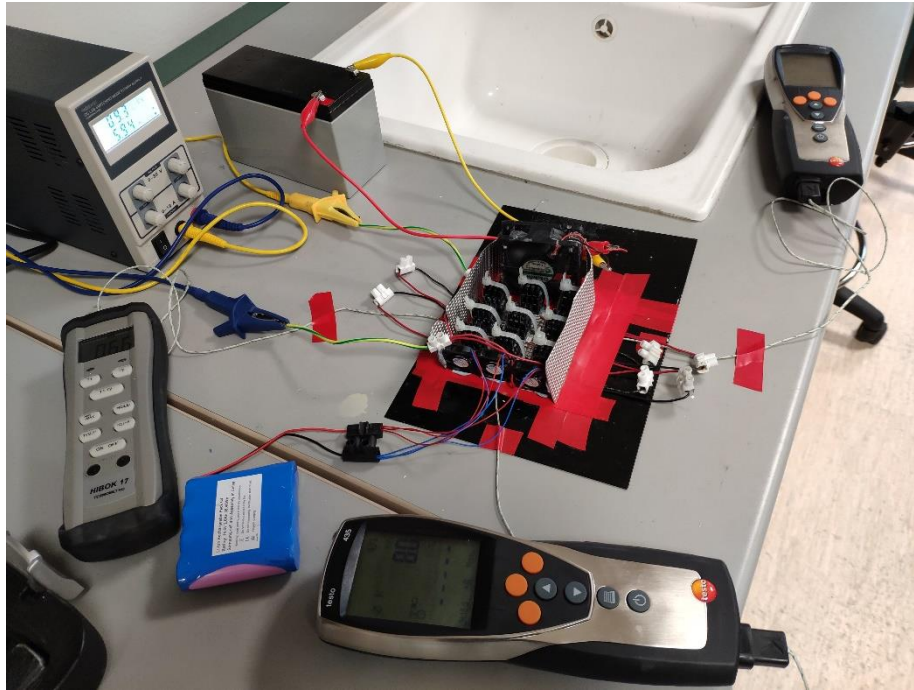


Figura 5.52. Vista general de las conexiones, elementos e instrumentos utilizados para llevar a cabo el experimento.
FUENTE: Elaboración propia.

Esta última prueba se ha realizado con el propósito de comparar los resultados obtenidos en los ensayos anteriores con los valores registrados por los termopares adosados bajo las tres celdas que componen la fila central en el presente ensayo (Figura 5.53). En las pruebas anteriores, las células Peltier sometidas a estudio tan solo recibían el calor desprendido por otras celdas de forma transversal por uno de sus costados, mientras que, en este caso, al someter a estudio la fila central compuesta por tres células Peltier conectadas eléctricamente en serie, el rendimiento que estas serán capaces de proporcionar será susceptible de verse afectado por el calor desprendido por todas las celdas ubicadas a su alrededor. Por tanto, la célula Peltier más vulnerable será la que ocupe la posición central del circuito, dado que es la única que se encuentra rodeada de otras celdas por sus cuatro costados y, además, es la que más alejada se encuentra de cualquiera de los ventiladores instalados.

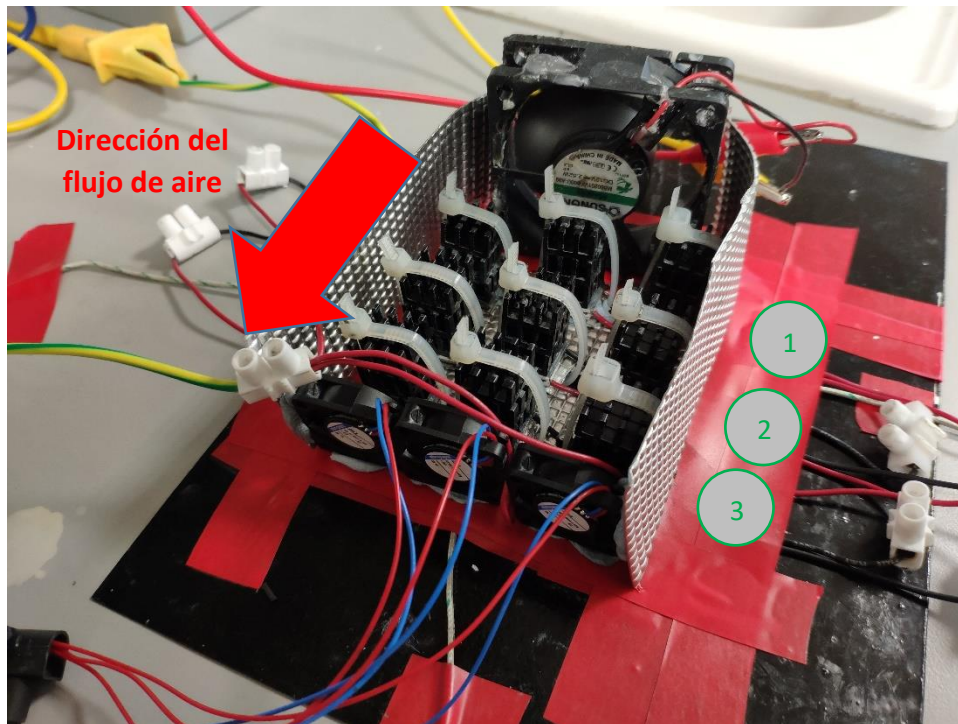


Figura 5.53. Conjunto canalizado formado por tres filas de tres celdas cada una, un ventilador grande de entrada y tres ventiladores pequeños de salida. **FUENTE:** Elaboración propia.

No obstante, los resultados obtenidos durante la prueba, recogidos en la Tabla 5.23, han sido muy similares a los arrojados por los termopares en el ensayo del apartado 5.6.2.1, cuyos valores aparecían recogidos en la Tabla 5.21.

Tabla 5.23. Resultados del ensayo con nueve celdas en paralelo tres a tres y flujo canalizado con ayuda de un ventilador grande (entrada) y tres ventiladores pequeños (salida). **FUENTE:** Elaboración propia.

CORRIENTE SUMINISTRADA	T (V)	9,3											
	I (A)	5,93											
	Pe (W)	55,15											
REGISTRO TERMOPARES	T ₁ (°C)	19,4	2,6	3,0	3,1	3,1	3,1	3,1	3,2	3,3	3,3	3,3	3,3
	T ₂ (°C)	19,8	3,9	5,8	6,2	6,3	6,2	6,3	6,5	6,4	6,5	6,4	6,4
	T ₃ (°C)	19,7	3,6	6,5	7,3	7,4	7,4	7,3	7,3	7,4	7,3	7,2	7,2
	t (min)	0	30"	1	2	3	5	7	10	15	20	25	

Por tanto, la primera conclusión que podemos extraer del presente ensayo es que, en principio, la influencia que tiene el calor desprendido por las celdas que ocupan las filas de los laterales (por convección y radiación), sobre aquellas situadas en la posición central (es decir, la influencia desde el punto de vista transversal), no afecta de una manera apreciable a la capacidad de refrigeración de estas celdas centrales. Esta afirmación puede realizarse debido a que las temperaturas obtenidas en la cara fría de las células Peltier que ocupan la fila central apenas han presentado variaciones con respecto a los resultados obtenidos en el ensayo del apartado 5.6.2.1, donde las células Peltier sometidas a estudio tan solo recibían la influencia de otras de manera transversal por uno de sus costados.



Esto probablemente sea debido a que al incorporar un ventilador suficientemente potente en la entrada, encargado de dirigir el flujo de aire entrante en una dirección determinada (entrada-salida) de manera contundente, la probabilidad de que las partículas de aire que atraviesan una de las filas se mezclen con las que circulan por las filas de celdas contiguas es muy baja, y, por tanto, la influencia que tiene el calor desprendido por los disipadores (por convección y radiación térmica), sobre la capacidad de refrigeración de las celdas situadas en posiciones perpendiculares a la dirección del flujo de aire, es mínima.

Por otro lado, debido precisamente a la dirección que adopta el flujo de aire (forzada por los ventiladores instalados), a medida que avanzamos dentro de una misma fila en la dirección entrada-salida del aire, mayor será influencia negativa del calor desprendido por las celdas anteriores de modo que, la última celda de la fila, será quien más sufra este efecto, experimentando una mayor dificultad para conseguir una adecuada disipación del calor sobrante de su lado caliente, lo que se traduce en una disminución de su rendimiento o capacidad refrigerante.

Además, es necesario mencionar que sí se aprecia un ligero cambio de comportamiento con respecto al ensayo anterior mencionado (apartado 5.6.2.1), debido a que en este caso, la celda que peores resultados ha arrojado ha sido la que ocupa la tercera posición dentro de la fila sometida a estudio. Es decir, la celda que se encontraba junto al ventilador de salida de la canalización central fue, en este caso, la que peor capacidad de refrigeración ha conseguido proporcionar, mientras que, hasta ahora, habitualmente era la celda que ocupaba el centro de la fila la que comúnmente peores resultados ofrecía.



Figura 5.54. Análisis térmico del ensayo para estudiar cómo influye la posición de cada una de las celdas dentro del circuito (flujo canalizado). **FUENTE:** Elaboración propia.

En la Figura 5.54 se muestra el comportamiento térmico del conjunto a través de la imagen tomada con la cámara térmica en un momento puntual del ensayo, donde se puede ver como la temperatura del lado caliente del sistema aumenta a medida que vamos avanzando en la dirección entrada-salida del flujo de aire.

Finalmente, se repite el ensayo añadiendo únicamente unos separadores de aluminio entre cada una de las filas, dando lugar a tres canalizaciones independientes formadas por tres células Peltier cada una, con el propósito de canalizar y dirigir más si cabe el flujo de aire impulsado por el ventilador de entrada, separando y evitando que la masa de aire que atraviesa cada uno de los canales se mezcle con la que circula a través de las canalizaciones contiguas. De esta forma, se intenta mantener la temperatura del fluido lo más baja posible para favorecer un mayor gradiente térmico entre esta y la temperatura superficial de los disipadores, intentado aumentar la velocidad de eliminación del calor por convección forzada al ambiente. Además, al disminuir la sección de paso del fluido se lograría aumentar su velocidad, disminuyendo el tiempo de permanencia de cada partícula de aire dentro del sistema.

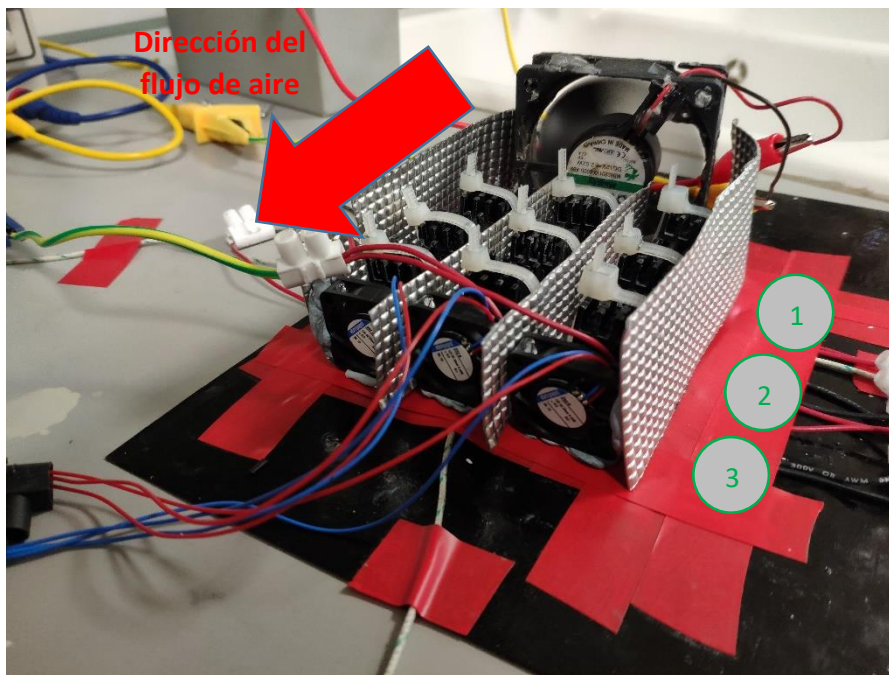


Figura 5.55. Conjunto formado por tres canales independientes compuestos por tres celdas cada uno, un ventilador grande de entrada y un ventilador pequeño en la salida de cada uno de los canales. **FUENTE:** Elaboración propia.

Pese a ello, las temperaturas registradas por los termopares no han presentado valores que permitieran establecer una relación causa-efecto entre la contramedida añadida y el rendimiento o capacidad refrigerante obtenida en el lado frío a consecuencia de ella. En la Tabla 5.24, se recogen los resultados derivados del presente ensayo, los cuales son muy similares a los obtenidos en el ensayo anterior (Tabla 5.23).

OPTIMIZACIÓN DE INSTRUMENTACIÓN PARA TRATAMIENTOS
TÉRMICOS DE USO MÉDICO

Tabla 5.24. Resultados del ensayo con nueve celdas en paralelo tres a tres y flujo canalizado con ayuda de un ventilador grande (entrada) y tres ventiladores pequeños (salida). **FUENTE:** Elaboración propia.

CORRIENTE SUMINISTRADA	T (V)	9,3											
	I (A)	5,89											
	Pe (W)	54,78											
REGISTRO TERMOPARES	T ₁ (°C)	17,8	3,0	3,0	3,2	3,2	3,3	3,3	3,2	3,3	3,3	3,3	3,3
	T ₂ (°C)	18,0	4,7	5,9	6,4	6,4	6,4	6,4	6,3	6,3	6,3	6,2	6,2
	T ₃ (°C)	18,1	3,3	5,9	7,3	7,5	7,7	7,6	7,6	7,6	7,5	7,6	7,6
	t (min)	0	30"	1	2	3	5	7	10	15	20	25	

En la Figura 5.56 se muestra una imagen tomada con ayuda de la cámara térmica durante la prueba, gracias a la cual se ha podido confirmar que el comportamiento presentado por las células Peltier en el presente ensayo, atendiendo a la temperatura alcanzada por los disipadores adosados en su lado caliente, es prácticamente idéntico al mostrado en la Figura 5.54, correspondiente al ensayo anterior.



Figura 5.56. Análisis térmico del ensayo para estudiar cómo influye la posición de cada una de las celdas dentro del circuito (flujo canalizado). **FUENTE:** Elaboración propia.

Por último, en la Figura 5.57 se representan gráficamente los resultados obtenidos tras realizar los dos ensayos pertenecientes a este apartado, mostrando como claramente la tendencia de comportamiento seguida por las celdas en ambos casos a lo largo del tiempo ha sido prácticamente idéntica, de modo que no se han podido sacar nuevas conclusiones tras esta última prueba que permitieran mejorar los resultados que ya se habían logrado obtener.

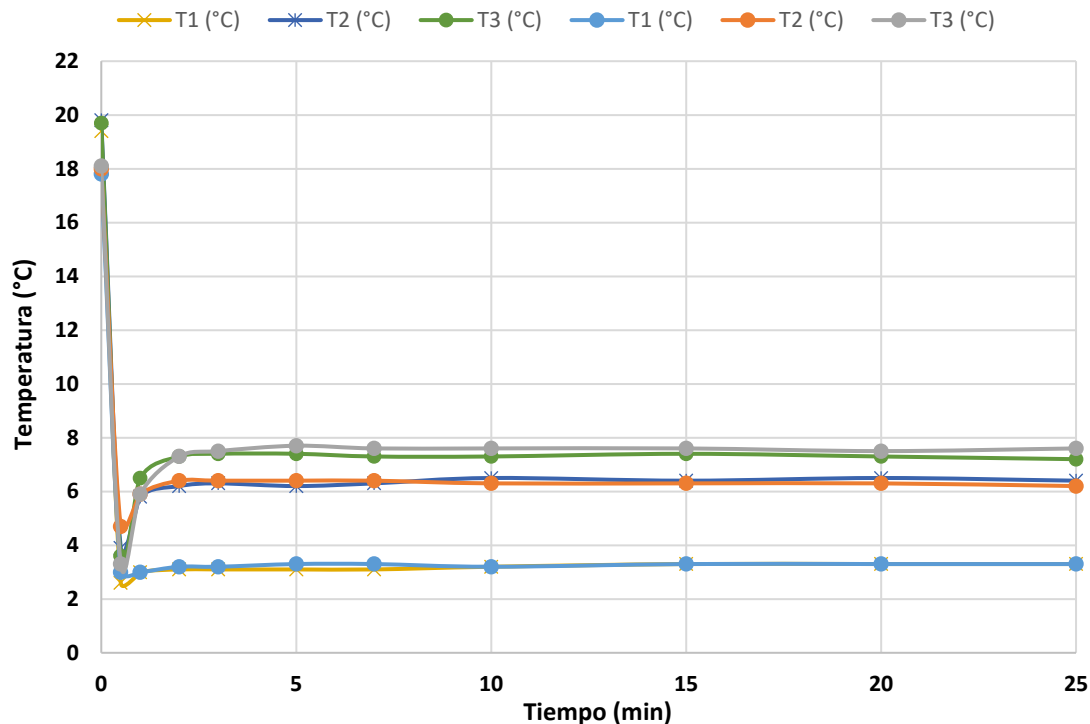


Figura 5.57. Comparación de los valores registrados durante los ensayos por los termopares adosados bajo las tres células Peltier que constituyen la fila central. **FUENTE:** Elaboración propia.

5.7. ENSAYOS FINALES.

A modo de conclusión y para determinar finalmente la viabilidad técnica de emplear células Peltier como método de enfriamiento alternativo a los que hoy en día se utilizan, para cubrir las necesidades de refrigeración exigidas por los tratamientos de enfriamiento del cuero cabelludo, se han realizado dos pruebas adicionales en las cuales se han intentado incluir todos y cada uno de los avances que se han ido consiguiendo a lo largo de todos los ensayos anteriores. Los cambios que se han ido introduciendo a lo largo de la investigación han permitido ir mejorando los resultados obtenidos hasta conseguir, en algunos casos, temperaturas estables en el lado frío con las que podríamos ser capaces de cubrir las necesidades del tratamiento con éxito.

No obstante, por el momento tan solo se han conseguido rendimientos óptimos al estudiar una única célula Peltier de manera aislada, o bien, en determinadas células Peltier dentro de circuitos más elaborados (de hasta nueve celdas), en los cuales, la posición que ha ocupado la cada celda dentro del circuito ha sido determinante a la hora de conseguir proporcionar la potencia refrigerante necesaria para el tratamiento, dependiendo de si ha sido capaz o no de eliminar la cantidad suficiente del calor sobrante de su lado caliente.

En este caso, se ha procedido a construir un circuito compuesto por una placa de aluminio de 11 x 4,5 centímetros de lado, seis células Peltier del tipo 3 (Tabla 5.3) y, el disipador de aluminio y el ventilador que anteriormente se encontraban montados en el módulo Peltier comercial de la Figura 4.46, aplicando pasta térmica en las uniones y

OPTIMIZACIÓN DE INSTRUMENTACIÓN PARA TRATAMIENTOS
TÉRMICOS DE USO MÉDICO

utilizando tres tornillos con sus respectivas arandelas y tuercas para mantener unido el conjunto con una cierta presión, con el fin de favorecer la transmisión de calor por conducción a través de los medios dispuestos en el lado caliente para tal efecto. Además, se ha canalizado el flujo de aire por medio de dos piezas adicionales de aluminio dispuestas en los laterales. En la Figura 5.58, se puede observar de una forma simplificada cuáles han sido los pasos seguidos para el montaje del sistema Peltier que se ha sometido a estudio, así como las conexiones llevadas a cabo una vez ensamblados todos sus componentes para alimentar el circuito a su tensión e intensidad óptimas.

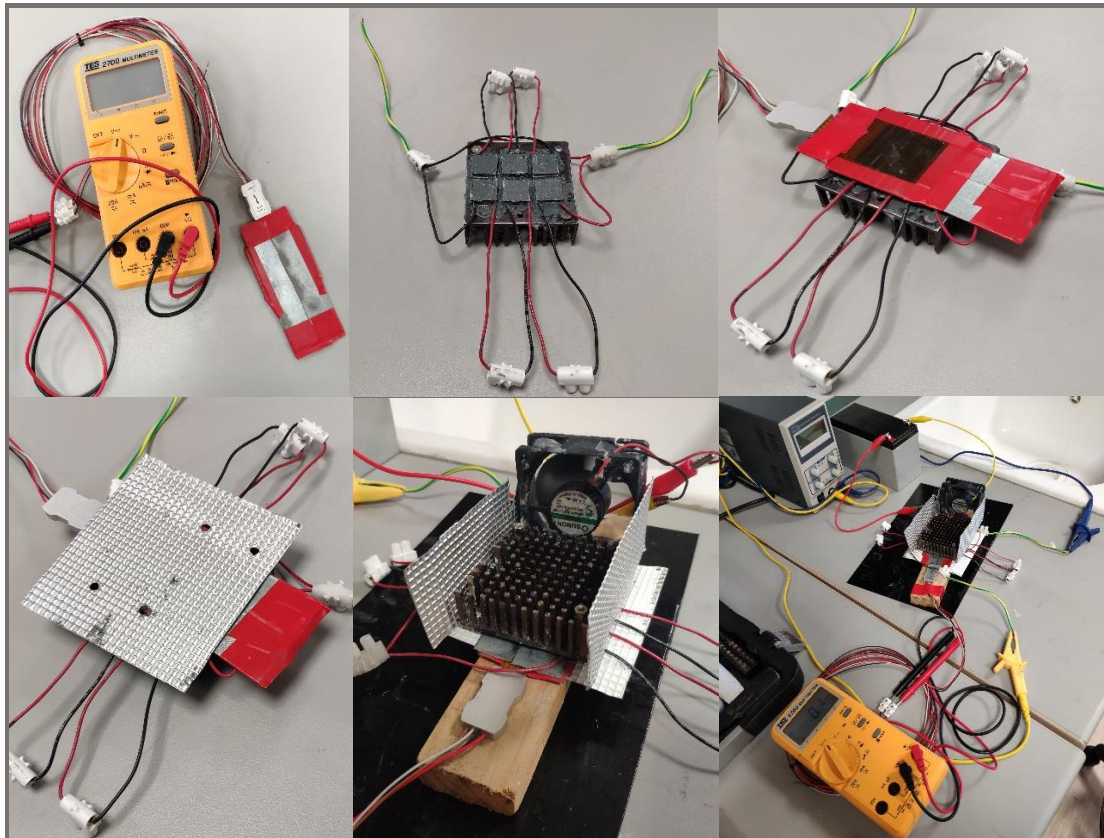


Figura 5.58. Montaje de un sistema Peltier compuesto por seis celdas pequeñas, un disipador de calor y un ventilador. Ensayo final. **FUENTE:** Elaboración propia.

El esquema eléctrico del circuito interior compuesto por células Peltier empleado es el mismo que el de la Figura 5.44, correspondiente a los ensayos desarrollados en los apartados 5.6.2.1 y 5.6.2.2, por lo que se ha alimentado el circuito a la tensión de 9,3 V y a una intensidad de 4,08 A con ayuda de una fuente de alimentación de corriente continua externa, estando el ventilador de 2,52 W de potencia eléctrica, conectado a 12 V a una batería externa.

En estas condiciones, se ha procedido a realizar una **primera prueba** para ver cómo se comporta el sistema constituido durante un tiempo de funcionamiento continuado de 25 minutos, midiendo y registrando el flujo de calor transmitido en diferentes momentos puntuales a una placa de aluminio cuya temperatura de reposo (T_{∞}) era de 21,5°C. Los resultados obtenidos han sido los siguientes:



Tabla 5.25. Resultados obtenidos con ayuda del sensor de flujo térmico. Ensayo final, primera parte. **FUENTE:** Elaboración propia.

CORRIENTE SUMINISTRADA	T (V)	9,3										
	I (A)	4,08										
	Pe (W)	37,94										
REGISTRO SENSOR DE FLUJO TÉRMICO	Q (mV)	-	8,6	7,3	6,6	6,5	6,5	6,4	6,4	6,4	6,4	6,3
	Q (W/m²)	-	1490	1265	1144	1127	1127	1109	1109	1109	1109	1092
	Pth (W)	-	7,38	6,26	5,66	5,58	5,58	5,49	5,49	5,49	5,49	5,40
	ε (%)	-	19,4%	16,5%	14,9%	14,7%	14,7%	14,5%	14,5%	14,5%	14,5%	14,2%
	t (min)	0	30"	1	2	3	5	7	10	15	20	25

Como se puede observar, el rendimiento obtenido con el sistema Peltier construido ha sido bastante bueno, obteniendo una eficiencia que se ha estabilizado entorno a un valor del 14,5%, transmitiendo una potencia refrigerante de unos 5,4 W_{th} a través de la placa de aluminio de 11 x 4,5 centímetros de lado, debidamente atornillada e íntimamente ligada mediante grasa térmica a la cara fría de las celdas del circuito Peltier.

En la Figura 5.59, se han representado gráficamente los resultados obtenidos de manera que podemos observar, mediante un simple golpe de vista, que el sistema compuesto por células Peltier, logra ofrecer rápidamente un rendimiento altamente estable durante su funcionamiento.

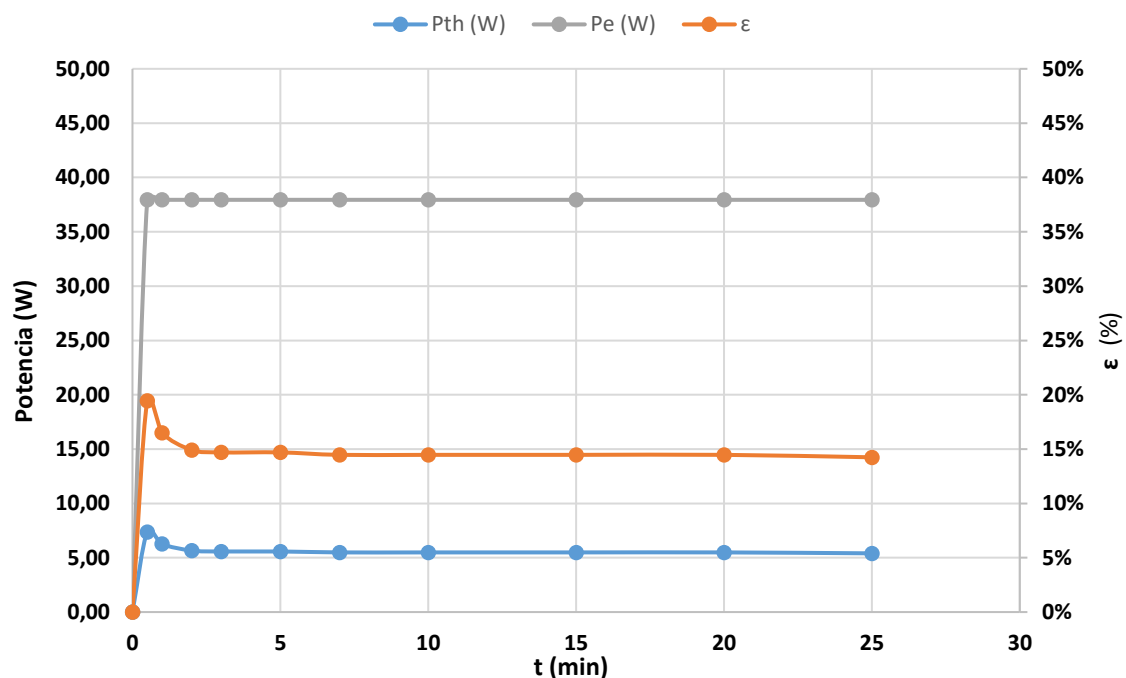


Figura 5.59. Representación gráfica de los resultados obtenidos. Ensayo final, primera parte. **FUENTE:** Elaboración propia.

Por último, en cuanto a los valores de la temperatura alcanzada en el lado frío del sistema, se ha procedido a medir en diferentes momentos puntuales del experimento con ayuda de un termopar, la temperatura adquirida por la placa adosada bajo la parte fría de las células Peltier que componen el circuito.

De nuevo, se ha podido constatar que el enfriamiento que ofrecen estos dispositivos es altamente localizado, siendo necesario medir la temperatura en zonas muy próximas a las celdas instaladas para poder conseguir los valores más fríos. Una vez se había estabilizado el sistema Peltier, pasados cinco minutos del comienzo de la prueba, se han comenzado a realizar diferentes mediciones de la temperatura de forma periódica hasta la finalización de la misma (en el minuto cinco, siete, diez, quince y veinticinco de ensayo), obteniendo de manera puntual una temperatura de $2,6^{\circ}\text{C}$ en el lado frío. No obstante, haciendo un promedio de todas las temperaturas medidas a lo largo del ensayo, podemos decir que se ha conseguido una temperatura promedio de $3,4^{\circ}\text{C}$ en el lado frío del sistema Peltier de manera estable durante el experimento.

Puesto que el comportamiento obtenido con el sistema Peltier construido ha sido bastante satisfactorio, se ha realizado una **segunda prueba** simulando lo que ocurriría al colocar la parte fría del sistema directamente sobre la cabeza del paciente, con el objeto de ver, si el flujo de calor disipado por la superficie del cuero cabelludo podría ser suficiente para conseguir reducir su temperatura hasta valores del orden de los $10\text{-}15^{\circ}\text{C}$ de manera continuada durante todo el tratamiento.

Para ello, como ya se hizo en uno de los experimentos destinados a determinar la eficiencia energética del módulo Peltier comercial (apartado 5.2.1, Figura 5.8), se ha aplicado un flujo de calor suficiente y continuado a la placa de aluminio de 10×10 centímetros de lado situada bajo la parte fría del sistema Peltier, con el fin de que esta simule ser, de la manera más realista posible, una parte de la superficie del cuero cabelludo a enfriar (Figura 5.60).

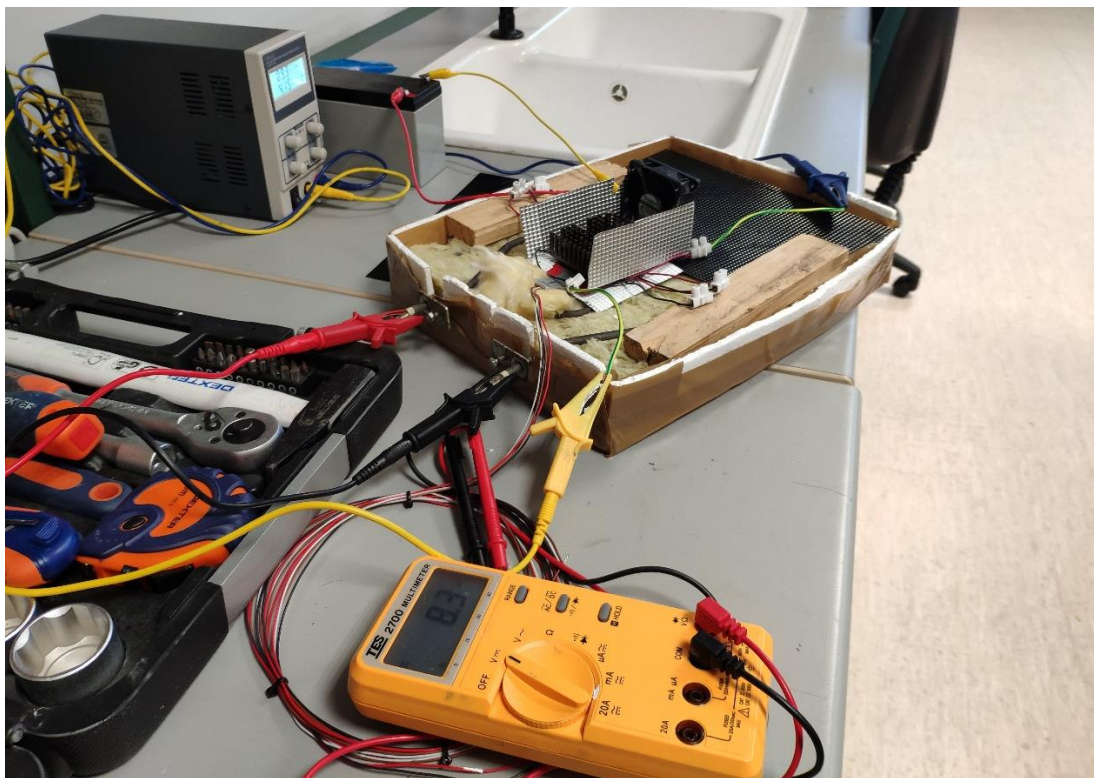


Figura 5.60. Simulación de un caso real de enfriamiento del cuero cabelludo mediante un sistema Peltier. Ensayo final. **FUENTE:** Elaboración propia.



Para ello, antes de comenzar el experimento, con ayuda de una resistencia eléctrica alimentada a 24 V y 0,7 A (Figura 5.7), se ha calentado la superficie de intercambio térmico hasta los 33,4°C, momento en el que se ha comenzado el experimento sin desconectar la resistencia, imitando el comportamiento normal del cuero cabelludo, el cual, a medida que es enfriado, tiende a recuperar de nuevo su temperatura habitual ($\approx 34^\circ\text{C}$), ofreciendo una resistencia a este enfriamiento. El resto de elementos utilizados y conexiones realizadas son las mismas que en el caso anterior (Figura 5.58). Los resultados obtenidos durante este último ensayo se recogen en la Tabla 5.26, y se representan gráficamente en la Figura 5.61.

Tabla 5.26. Resultados obtenidos con ayuda del sensor de flujo térmico. Ensayo final, segunda parte. **FUENTE:** Elaboración propia.

CORRIENTE SUMINISTRADA	T (V)	9,3										
	I (A)	4,15										
	Pe (W)	38,60										
REGISTRO SENSOR DE FLUJO TÉRMICO	Q (mV)	2,6	10,6	9,2	8,5	8,3	8,2	8,2	8,2	8,3	8,3	8,3
	Q (W/m ²)	451	1837	1594	1473	1438	1421	1421	1421	1438	1438	1438
	Pth (W)	-	9,09	7,89	7,29	7,12	7,03	7,03	7,03	7,12	7,12	7,12
	ϵ	-	23,6%	20,4%	18,9%	18,4%	18,2%	18,2%	18,2%	18,4%	18,4%	18,4%
	t (min)	0	0,5	1	2	3	5	7	10	15	20	25

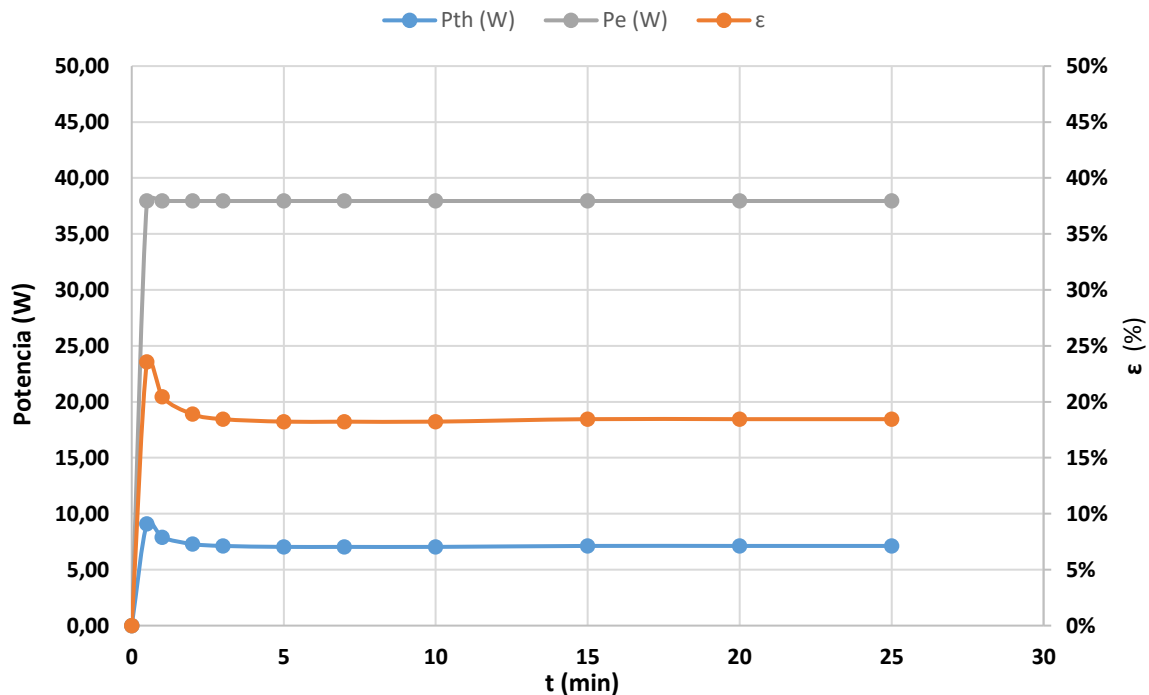


Figura 5.61. Representación gráfica de los resultados obtenidos. Ensayo final, primera parte. **FUENTE:** Elaboración propia.

En este caso, el valor del flujo térmico registrado en el instante cero, **451 W/m²**, se corresponde precisamente con el del flujo de calor cedido por la superficie de aluminio calentada por medio de la resistencia eléctrica (la cual simula ser la superficie del cuero cabelludo), alimentada a una potencia eléctrica constante que se puede calcular como:



$$P_e = V \cdot I = 24 \text{ V} \cdot 0,70 \text{ A} = 16,8 \text{ W} \quad (70)$$

Siendo la potencia térmica emitida por dicha superficie, al ser esta de $10 \times 10 \text{ cm}^2$:

$$P_{th} = \dot{Q}_0 \cdot S_{aluminio} = 451 \frac{\text{W}}{\text{m}^2} \cdot [(10 \cdot 10) \cdot 10^{-4}] \text{ m}^2 = 4,51 \text{ W}_{th} \quad (71)$$

Nuevamente, los rendimientos obtenidos con el sistema Peltier parecen arrojar buenos resultados, pues la eficiencia energética del conjunto se ha estabilizado entorno a valores del 18,2%, transmitiendo una potencia refrigerante a través de su lado frío de unos $7,12 \text{ W}_{th}$ de manera estable durante su funcionamiento.

Por último, como ya se hizo en el ensayo anterior, se ha medido con ayuda de un termopar la temperatura alcanzada por el lado frío del sistema en diferentes momentos puntuales de la prueba (minuto cinco, siete, diez, quince y veinticinco), obteniéndose un valor promedio de las mediciones de $7,9^\circ\text{C}$ en el lado frío. Además, con el fin de analizar cuánto hemos sido capaces de disminuir la temperatura de la superficie caliente, se han realizado mediciones con la misma frecuencia de su temperatura alcanzada, consiguiendo finalmente que la temperatura de la superficie caliente (cuero cabelludo) disminuyese paulatinamente hasta alcanzar los $16,9^\circ\text{C}$.

Por tanto, en vista de los resultados obtenidos, pese a no ser demasiado negativos, no se han logrado alcanzar los valores de temperatura requeridos para garantizar el éxito del tratamiento. Esto es debido a que, por un lado, la parte fría del sistema Peltier debería alcanzar temperaturas de entre 3 y 5°C para garantizar que se consigue disminuir la temperatura del cuero cabelludo hasta que esta alcance los $10\text{--}15^\circ\text{C}$ de manera estable. En nuestro caso, tan solo hemos llegado a alcanzar una temperatura de **$7,9^\circ\text{C}$** de forma relativamente estable en el lado frío del sistema, y, debido a ello, la temperatura de la superficie caliente, utilizada para simular el cuero cabelludo del paciente, tan solo ha conseguido alcanzar una temperatura de **$17,1^\circ\text{C}$** durante el proceso.

5.8. PRIMERAS ESTIMACIONES.

En base a la experiencia adquirida a lo largo de toda la investigación, nos encontramos en condiciones de poder estimar el número de células Peltier que permitirían cubrir las necesidades de refrigeración del tratamiento con éxito. Para llevar a cabo esta previsión, se ha considerado una **superficie media del cuero cabelludo** de **$0,054 \text{ m}^2$** (54), la cual, proyectada en planta, puede aproximarse a la de un rectángulo de 27×20 centímetros de lado (Figura 5.62).

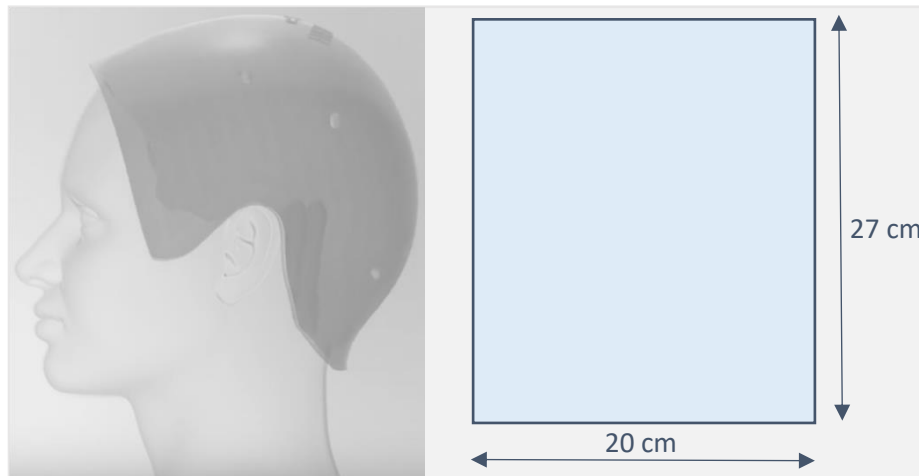


Figura 5.62. Proyección en planta aproximada de las dimensiones medias de la superficie del cuero cabelludo. **FUENTE:** Elaboración propia. Imagen: www.dignicap.com.

Para realizar estos cálculos, se ha considerado que la mejor opción es la de utilizar células Peltier de 1,5 centímetros de lado, el tamaño más reducido utilizado en los ensayos, puesto que será el más sencillo de combinar y adaptar al hipotético diseño final en forma de gorro o casco. En la Tabla 5.27, se recogen las principales especificaciones técnicas de las células Peltier mencionadas.

Tabla 5.27. Especificaciones técnicas de las células Peltier seleccionadas. **FUENTE:** Elaboración propia. Datos: es.rs-online.com.

Potencia máxima (W)	8,6
Variación de temperatura máxima (K)	74
Intensidad Máxima (A)	3,9
Tensión Máxima (V)	3,8
Área Activa (mm²)	15 x 15
Longitud del Área Activa (mm)	15
Grosor del Área Activa (mm)	3,6
Anchura del Área Activa (mm)	15
Referencia fabricante	ET-031-10-13-RS

La superficie que ocupará cada una de estas celdas dentro del dispositivo final será:

$$S_{\text{celda}} = 1,5 \text{ cm} \times 1,5 \text{ cm} = 2,25 \text{ cm}^2 \quad (72)$$

Una vez se conocen las dimensiones de la superficie a enfriar y se elige, en base a la experiencia, el tipo de celdas que mejor se adaptarían a las características del diseño final planteado, se han considerado tres posibles soluciones para cubrir la demanda energética del tratamiento: una **solución de mínima capacidad**, una **solución de máxima capacidad** y una **solución basada en la experiencia de los ensayos realizados**. A continuación, se explica en que consistiría cada una de ellas para, finalmente, determinar de la forma más precisa posible el número de células Peltier que serían necesarias para cubrir con éxito las necesidades del tratamiento.

Cabe recordar que en los **cálculos iniciales** realizados antes de comenzar los ensayos, con el objetivo de hacernos una idea de las necesidades térmicas del tratamiento,



estimamos que sería necesario aplicar al cuero cabelludo del paciente una potencia refrigerante de unos **50 W_{th}**, lo que se correspondería, considerando una eficiencia energética del sistema Peltier del 15% (ϵ), con una potencia eléctrica suministrada al circuito de unos **333,3 W_e**.

5.8.1. Solución de mínima capacidad.

En este caso, tomando como buenos los valores calculados inicialmente para cubrir la demanda energética planteada, se propone una primera distribución del circuito interior, considerando dejar un espacio vacío entre dos células Peltier consecutivas de un tamaño igual al lado de la propia celda, de manera que, el número total de células Peltier que serían necesarias para cubrir toda la superficie a enfriar, de 0,054 m², la cual se ha aproximado a la de un rectángulo proyectado en planta de 27 x 20 centímetros de lado, se podría calcular de la siguiente manera:

- **Lado de 27 cm:**

$$\frac{27 \text{ centímetros}}{1,5 \frac{\text{centímetros}}{\text{celda}}} = 18 \text{ celdas} \rightarrow \frac{18 \text{ celdas}}{2} = 9 \text{ celdas} \quad (73)$$

- **Lado de 20 cm:**

$$\frac{20 \text{ centímetros}}{1,5 \frac{\text{centímetros}}{\text{celda}}} = 13,3 \text{ celdas} \rightarrow \frac{13,3 \text{ celdas}}{2} = 6,6 \approx 7 \text{ celdas} \quad (74)$$

Siendo según estos cálculos, el número total de celdas a instalar:

$$\text{Número total de celdas} = 9 \times 7 = 63 \text{ celdas} \quad (75)$$

En la Figura 5.63, se plantea un posible esquema eléctrico de un circuito formado por 63 células Peltier, estableciendo las conexiones entre ellas y calculando los valores de la tensión e intensidad que deberíamos suministrar al circuito. Para su dimensionamiento, se ha considerado que se alimentará cada celda a una tensión de 3,1 V y 2,1 A, debido a que es recomendable proporcionar una tensión de aproximadamente el 80% de la tensión máxima dada por el fabricante (en este caso, 3,8 V).

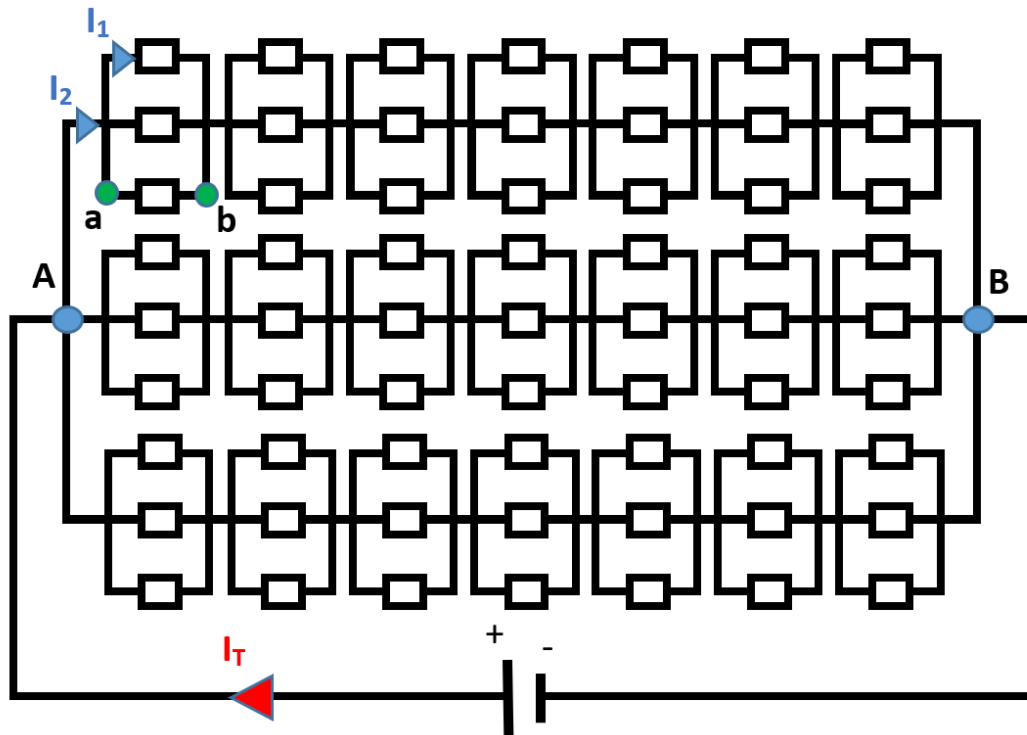


Figura 5.63. Esquema eléctrico del circuito formado por 63 células Peltier. **FUENTE:** Elaboración propia.

En estas condiciones, sabiendo que la tensión V_{ab} es de 3,1 V y que I_1 tiene un valor de 2,1 A, el valor de I_2 se podrá calcular como:

$$I_2 = 3 \cdot I_1 = 6,3 \text{ A} \quad (76)$$

Y, por tanto, la intensidad de la corriente eléctrica suministrada al circuito (I_T) deberá ser:

$$I_T = 3 \cdot I_2 = 18,9 \text{ A} \quad (77)$$

Siendo la tensión a la que deberemos someter el circuito (V_{AB}):

$$V_{AB} = 7 \cdot V_{ab} = 7 \cdot 3,1 \text{ V} = 21,7 \text{ V} \quad (78)$$

Una vez conocidos los valores de la tensión e intensidad de la corriente demandada por el circuito, se puede determinar la potencia eléctrica requerida por éste, la cual tendrá un valor de:

$$P_e = V \cdot I = 21,7 \text{ V} \cdot 18,9 \text{ A} = 410,13 \text{ W}_e \quad (79)$$

Finalmente, en base a la experiencia adquirida a raíz de los ensayos realizados, suponiendo un valor promedio de la eficiencia energética (ϵ) del sistema Peltier planteado del 15%, la potencia térmica o capacidad refrigerante que teóricamente obtendríamos en lado frío se podrá calcular como:



$$P_{th} = P_e \cdot \varepsilon = 410,13 \text{ W}_e \cdot 0,15 = 61,52 \text{ W}_{th} \quad (80)$$

A priori, este número de celdas sería suficiente para cubrir las necesidades térmicas del tratamiento. No obstante, la diferencia entre el valor obtenido y el estimado inicialmente no es muy holgada, por lo que podríamos estar dimensionando mal el circuito, no siendo capaces de proporcionar la potencia refrigerante suficiente para garantizar el éxito del tratamiento. Además, existen otros motivos que más adelante se explicarán por los que esta opción quedaría totalmente descartada desde un principio.

5.8.2. Solución de máxima capacidad.

El número máximo de celdas que físicamente podrían colocarse distribuidas a lo largo de toda la superficie de intercambio térmico puede calcularse como:

$$\frac{S_{\text{cuero cabelludo}}}{S_{\text{celda}}} = \frac{540 \text{ cm}^2}{2,25 \text{ cm}^2} = 240 \text{ celdas} \quad (81)$$

No obstante, esta configuración exigiría que no hubiese ningún tipo de separación entre ellas, por lo que esta solución no sería viable desde el punto de vista técnico, ya que no permitiría albergar todos los elementos necesarios para conseguir un rendimiento óptimo del circuito (ventiladores, disipadores, cableado, canalizaciones de entrada y salida del aire, elementos estructurales, etc.) y, además, sería muy complicado adaptar el circuito a la forma de la cabeza (cuanto mayor sea el número de celdas por unidad de superficie empleadas, mayor será la rigidez del circuito y, por tanto, menor será su capacidad de adaptación a superficies complejas como la de la cabeza).

Debido a estos motivos, se ha considerado como densidad límite de celdas aquella que se corresponde con una distribución del tipo “tablero de ajedrez”, donde las células Peltier se colocarían ocupando de manera ficticia las casillas negras del tablero, dejando libres los huecos ocupados por las casillas blancas (Figura 5.64).

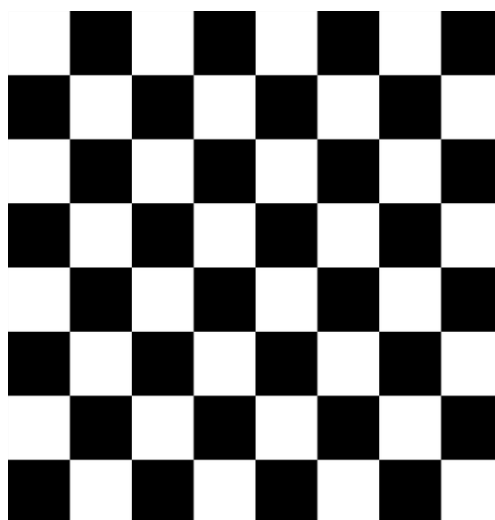


Figura 5.64. Tablero de ajedrez. FUENTE: Elaboración propia.

Atendiendo a esta distribución, el número de celdas que serían necesarias para cubrir una superficie de $0,054 \text{ cm}^2$ sería aproximadamente de:

$$\frac{240 \text{ celdas}}{2} \cdot 0,9 = 108 \text{ celdas} \quad (82)$$

No obstante, la distribución de las células Peltier empleadas no tendría por qué ser estrictamente de esta manera, existiendo la posibilidad de incrementar la densidad de celdas en aquellas zonas donde la temperatura del cuero cabelludo sea habitualmente superior (zonas coincidentes con las arterias occipitales), y, del mismo modo, disminuir su concentración en las zonas con la temperatura media más baja. En la Figura 5.65, se plantea el esquema eléctrico que podría presentar el circuito interior del dispositivo en caso de tener la necesidad de albergar 108 células Peltier.

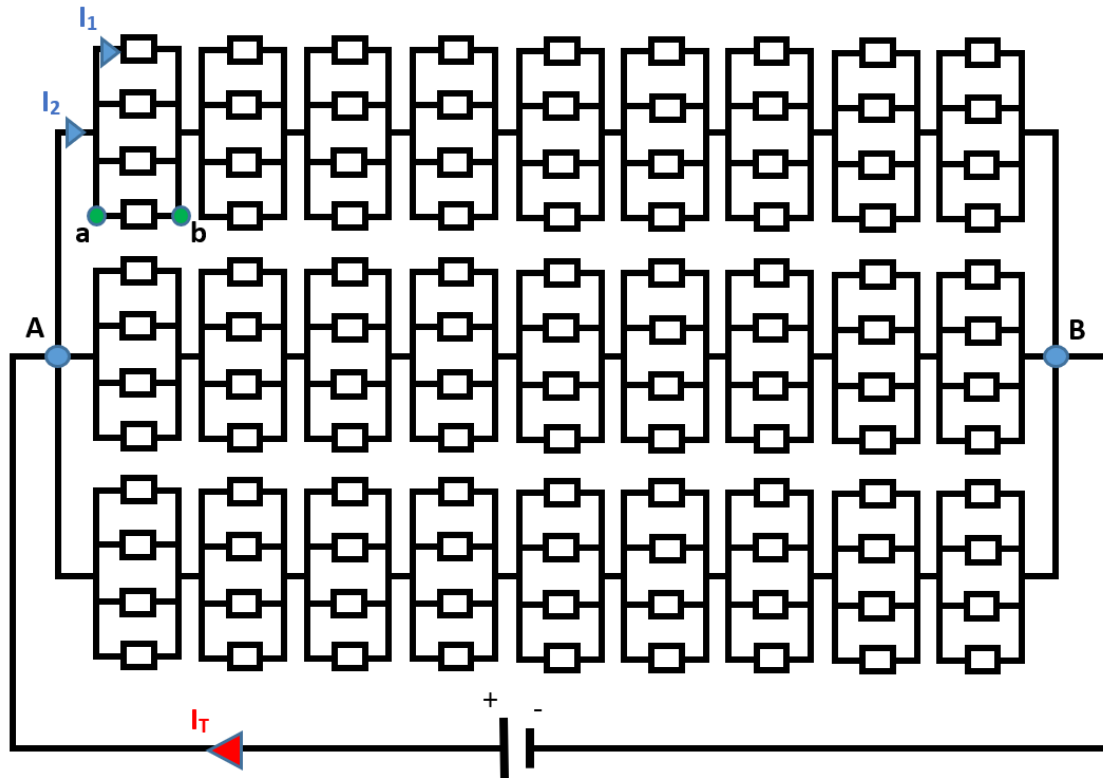


Figura 5.65. Esquema eléctrico del circuito formado por 108 células Peltier. **FUENTE:** Elaboración propia.

En estas condiciones, si se somete cada célula Peltier a una tensión V_{ab} de $3,1 \text{ V}$, el valor de la tensión que se necesitará suministrar al circuito (V_{AB}), se puede calcular como:

$$V_{AB} = 9 \cdot V_{ab} = 9 \cdot 3,1 \text{ V} = 27,9 \text{ V} \quad (83)$$

Por otro lado, siendo el valor de I_1 igual a $2,1 \text{ A}$, tendremos que:

$$I_2 = 4 \cdot I_1 = 8,4 \text{ A} \quad (84)$$



Y, en ese caso, la intensidad total de la corriente suministrada al circuito (I_T) tendría un valor de:

$$I_T = 3 \cdot I_2 = 25,2 \text{ A} \quad (85)$$

Finalmente, la potencia eléctrica demandada por el circuito planteado, compuesto por 108 células Peltier, sería:

$$P_e = V \cdot I = 27,9 \text{ V} \cdot 25,2 \text{ A} = 703,08 \text{ W}_e \quad (86)$$

Al igual que en el caso anterior, suponiendo un valor promedio de la eficiencia energética (ε) obtenida con el sistema Peltier planteado del 15%, la potencia térmica o capacidad refrigerante que teóricamente obtendríamos en lado frío se podría cuantificar como:

$$P_{th} = P_e \cdot \varepsilon = 703,08 \text{ W}_e \cdot 0,15 = 105,46 \text{ W}_{th} \quad (87)$$

En un principio, esta potencia refrigerante podría parecer excesivamente elevada, dado que se trata aproximadamente del doble de la potencia térmica calculada inicialmente como necesaria para cubrir la demanda energética del tratamiento (50 W_{th}).

No obstante, hay que recordar que el objetivo del diseño final planteado es que se consiga alcanzar la temperatura de operación óptima de manera homogénea a lo largo de toda la superficie de intercambio térmico, por lo que, debido a que la temperatura del cuero cabelludo varía en función de la zona, se necesitará aumentar la capacidad refrigerante en determinados puntos calientes (mayor densidad de celdas).

Además, como se pretende que el dispositivo sea capaz de corregir automáticamente las posibles desviaciones que pudieran existir con respecto al valor óptimo de temperatura a lo largo del tratamiento, a través de una serie de sensores térmicos repartidos por la superficie interior del gorro o casco, que permitan monitorizar la temperatura alcanzada en diferentes puntos estratégicos de la cabeza del paciente, será necesario sobredimensionar en cierta medida el circuito, con el fin de permitir encender y/o apagar determinadas celdas en momentos puntuales del ciclo, para que, de esta manera, se consiga mantener la temperatura del cuero cabelludo constante y dentro del rango de valores óptimos que garanticen el éxito del tratamiento.

5.8.3. Solución basada en la experiencia de los ensayos realizados.

La propuesta que se plantea en este apartado se ha realizado en base a la experiencia adquirida a lo largo de toda la investigación, principalmente en aquellos ensayos donde se ha utilizado el sensor de flujo térmico para determinar la capacidad de refrigeración obtenida con los sistemas Peltier construidos.

En este caso, para determinar el número de células Peltier necesarias, se considerará una densidad de celdas similar a la utilizada en los experimentos correspondientes a los apartados 5.6.2.3 (Figura 5.53) y 5.7 (Figura 5.58), los cuales han sido los que han cerrado el capítulo de ensayos del presente documento.



En el primero de los ensayos mencionados, se instalaron sobre una placa de 8 x 7,5 centímetros de lado, un total de nueve células Peltier repartidas en tres filas de tres celdas cada una, utilizando un ventilador grande de entrada y tres ventiladores pequeños de salida para contribuir a la disipación del calor sobrante del lado caliente del sistema, siendo la superficie total del circuito:

$$S_1 = 8 \text{ cm} \times 7,5 \text{ cm} = 60 \text{ cm}^2 \quad (88)$$

Por tanto, extrapolando esta densidad de celdas a la superficie total del cuero cabelludo (0,054 m²), la cantidad de células Peltier a utilizar para conseguir reproducir las mismas condiciones del ensayo, se podría calcular como:

$$\frac{S_{\text{cuero cabelludo}}}{S_1} \cdot n^{\circ} \text{ de celdas en } S_1 = \frac{540 \text{ cm}^2}{60 \text{ cm}^2} \cdot 9 \text{ celdas} = 81 \text{ celdas} \quad (89)$$

Por otro lado, en el segundo de los ensayos mencionados, se colocaron un total de seis células Peltier bajo la superficie primaria de un disipador de aluminio de 6 x 6 centímetros de lado, siendo su superficie:

$$S_2 = 6 \text{ cm} \times 6 \text{ cm} = 36 \text{ cm}^2 \quad (90)$$

De nuevo, extrapolando estas condiciones a toda la superficie del cuero cabelludo, el número total de celdas que necesitaríamos para cubrir la superficie de intercambio térmico real, sería:

$$\frac{S_{\text{cuero cabelludo}}}{S_2} \cdot n^{\circ} \text{ de celdas en } S_2 = \frac{540 \text{ cm}^2}{36 \text{ cm}^2} \cdot 6 \text{ celdas} = \mathbf{90 \text{ celdas}} \quad (91)$$

Como se puede observar, el número de células Peltier empleadas en los últimos ensayos por centímetro cuadrado de superficie, se encuentra comprendido entre los calculados para las soluciones planteadas de mínima y máxima capacidad, lo cual permitirá afinar algo más el cálculo. A continuación, se muestra un posible esquema eléctrico correspondiente al caso menos restrictivo de los dos planteados, compuesto por 90 células Peltier alimentadas a 3,1 V y 2,1 A (Figura 5.66).

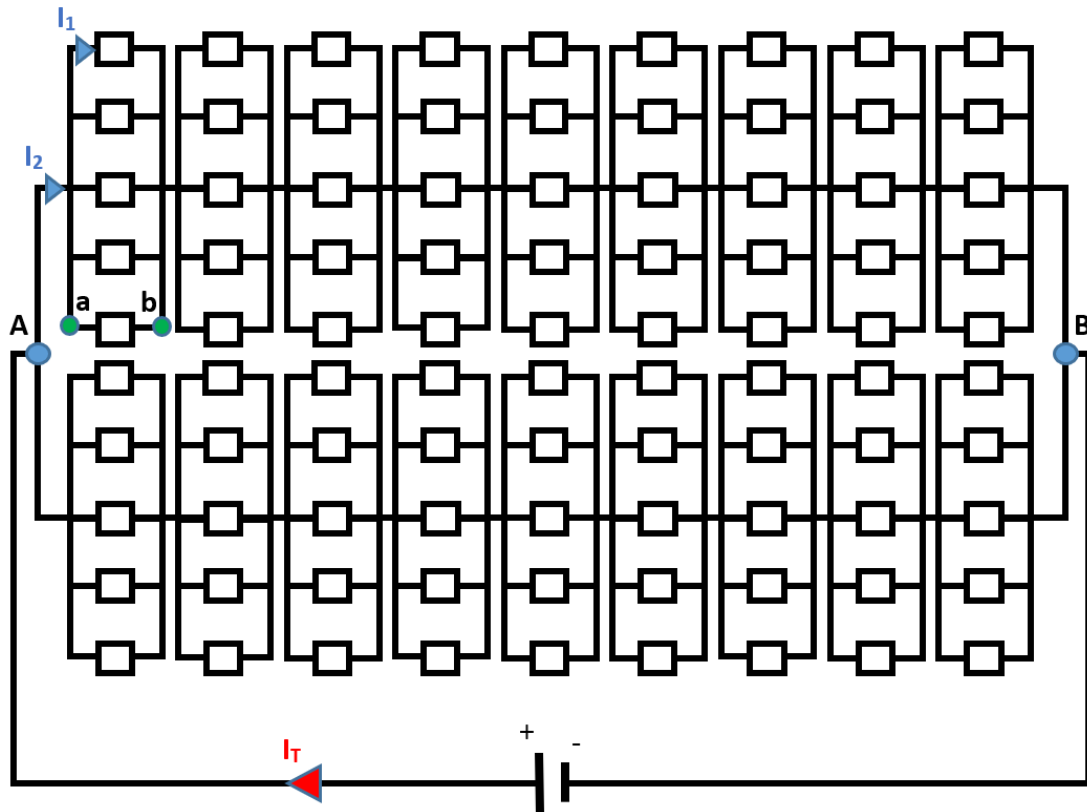


Figura 5.66. Esquema eléctrico del circuito formado por 90 células Peltier. **FUENTE:** Elaboración propia.

Siendo los valores de I_1 , I_2 , I_T , V_{ab} y V_{AB} los recogidos en la Tabla 5.28.

Tabla 5.28. Características de la corriente eléctrica suministrada al circuito compuesto por 90 células Peltier. **FUENTE:** Elaboración propia.

I_1	2,1 A
I_2	10,5 A
I_T	21 A
V_{ab}	3,1 V
V_{AB}	27,9 V

Por tanto, la potencia eléctrica demandada por el circuito en este caso, sería:

$$P_e = V \cdot I = 27,9 \text{ V} \cdot 21 \text{ A} = 585,9 \text{ W}_e \quad (92)$$

Esta potencia eléctrica, permitiría proporcionar una potencia refrigerante a la cabeza del paciente, considerando una eficiencia energética (ε) del sistema Peltier construido del 15%, igual a:

$$P_{th} = P_e \cdot \varepsilon = 585,9 \text{ W}_e \cdot 0,15 = 87,89 \text{ W}_{th} \quad (93)$$



En un principio, el resultado obtenido con esta configuración parece que podría estar bastante bien afinado, de manera que con una cantidad similar a 90 células Peltier instaladas en el interior del hipotético dispositivo final, podríamos ser capaces de proporcionar el frío necesario a la cabeza del paciente para garantizar el éxito del tratamiento.

Sin embargo, al no estar completamente seguros de si esta configuración sería a todos los efectos la más óptima para garantizar el efecto deseado durante todo el ciclo del tratamiento, puesto que, como se ha expuesto anteriormente, sería necesario sobredimensionar el sistema para ser capaces de reforzar aquellas zonas del cuero cabelludo con mayor temperatura media, y, al mismo tiempo, permitir una regulación automática del tratamiento, apoyada en una serie de sensores repartidos estratégicamente por el cuero cabelludo del paciente, de modo que se consiguiera mantener una temperatura óptima durante todo el tratamiento de manera constante a través del encendido y/o apagado de determinadas celdas en momentos puntuales, concluiremos que el número de células Peltier que finalmente necesitaremos instalar en nuestro dispositivo final para cubrir con éxito la demanda energética del tratamiento estará comprendido entre 90 y 108, desechando la opción de instalar 63 celdas.

5.8.4. Estimación del número, tipo y distribución de los elementos destinados a disipar el calor sobrante del lado caliente.

Tomando como referencia un número de celdas comprendido entre 90 y 108, en base a la experiencia aportada por los ensayos realizados, se ha considerado que el tipo de ventilador más adecuado para contribuir satisfactoriamente a la disipación del calor sobrante al ambiente por convección forzada, debería ser similar al ventilador de entrada utilizado en los ensayos recogidos en los apartados 5.6.2.1, 5.6.2.2, 5.6.2.3 y 5.7, es decir, el que montaba el módulo Peltier comercial de la Figura 4.46, cuyas especificaciones técnicas se recogen en la Tabla 5.29.

Tabla 5.29. Especificaciones técnicas de los ventiladores seleccionadas. **FUENTE:** Elaboración propia. Datos: es.rs-online.com.

Potencia Nominal (W)	2,52
Dimensiones (mm)	60 x 60 x 20
Intensidad Máxima (mA)	210
Tensión Nominal (V)	12
Flujo de aire (m³/h)	43,4
Nivel de ruido (dB)	39
Velocidad de giro (rpm)	5100
Funcionamiento DC/AC	DC
Fabricante	Sunon
Referencia fabricante	MB60201VX-000U-A99

Una vez se ha seleccionado el tipo de ventilador más adecuado, con el fin de estimar el número y distribución más conveniente, se ha considerado que lo ideal es establecer un reparto homogéneo de estos ventiladores a lo largo de toda la superficie de intercambio térmico, incorporando una cantidad de ventiladores suficiente para que todas las celdas presentes en el circuito tengan una capacidad de disipar el calor generado en su cara

caliente suficiente, para garantizar que se alcanzan las temperaturas óptimas del tratamiento en su parte fría de manera estable, prestando especial atención a aquellas celdas ubicadas en las posiciones más desfavorables (principalmente las de la parte central del circuito).

Teniendo en cuenta todos estos aspectos, y, en base a los resultados obtenidos a lo largo de todas las pruebas realizadas, se ha estimado que serían suficientes dieciséis ventiladores de este tipo, orientados en una misma dirección con el fin de favorecer un flujo de entrada-salida de aire canalizado y suficientemente fluido, los cuales se colocarían repartidos en cuatro filas de cuatro ventiladores cada una, separadas a una misma distancia unas de otras.

En la Figura 5.67 se propone un posible esquema eléctrico donde los ventiladores que componen cada una de las filas se conectarían entre sí eléctricamente en serie, mientras que las conexiones entre filas se harían en paralelo.

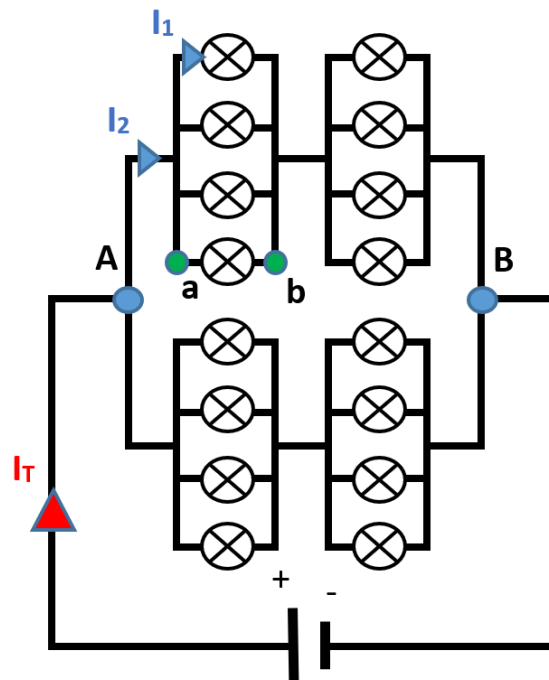


Figura 5.67. Esquema eléctrico del circuito formado por 16 ventiladores. **FUENTE:** Elaboración propia.

En este caso, sabiendo que $V_{ab} = 12 \text{ V}$ e $I_1 = 0,21 \text{ A}$, los valores de I_2 , I_T y V_{AB} serán:

Tabla 5.30. Características de la corriente eléctrica suministrada al circuito compuesto por 16 ventiladores. **FUENTE:** Elaboración propia.

I_2	0,84 A
I_T	1,68 A
V_{AB}	24 V

Y, por tanto, la potencia eléctrica que deberíamos suministrar al circuito planteado, formado por 16 ventiladores, sería:

$$P_e = V \cdot I = 27,9 \text{ V} \cdot 21 \text{ A} = 40,32 \text{ W}_e \quad (94)$$

Finalmente, a la hora de elegir los disipadores de calor que deberíamos incorporar para favorecer una adecuada transmisión de calor por conducción hacia el exterior, a través del lado caliente del sistema Peltier, lo ideal sería que éstos pudieran ser de una única pieza, tuvieran la altura suficiente para aprovechar todo el flujo de aire impulsado por los ventiladores y, además, sus dimensiones fueran lo suficientemente reducidas como para que la capacidad de adaptación del circuito construido a la forma de la cabeza del paciente fuera lo mejor posible, contemplando también que en determinadas zonas las celdas deberán situarse más próximas entre sí.

Por tanto, para cumplir con todos estos requisitos, lo más adecuado sería que cada celda instalada llevara incorporado su propio disipador y que, éste, tuviera unas dimensiones en planta algo superiores a las de la propia celda y una altura similar a la de los ventiladores incorporados.

El tipo de disipador encontrado que mejor cumpliría con estas condiciones es el mostrado en la Figura 5.68, el cual es de aluminio y tiene unas dimensiones de 23 x 23 x 18 milímetros, siendo la altura su punto más débil, por lo que de no encontrar otra alternativa mejor, podría ser necesario montar hasta un total de tres disipadores por cada célula Peltier empleada, colocándolos uno encima de otro debidamente atornillados y aplicando pasta térmica en las uniones (tal y como se ha hecho en la muchos de los ensayos realizados).



Figura 5.68. Disipador de aluminio. **FUENTE:** es.rs-online.com.

5.8.5. Potencias y costes previstos.

Una vez se ha estimado que el número de celdas necesarias para cubrir con éxito las necesidades del tratamiento de enfriamiento del cuero cabelludo estaría comprendido entre 90 y 108, y que, dentro de este rango, podría ser suficiente con incorporar 16 ventiladores para disipar el calor generado en su lado caliente al ambiente por convección forzada, considerando además que utilizaremos tres disipadores por celda como el de la Figura 5.68, de 23 milímetros de lado y 18 milímetros de altura, montados debidamente uno encima del otro, podemos realizar una primera aproximación de los costes derivados de la construcción del circuito interior del hipotético diseño final planteado.



**OPTIMIZACIÓN DE INSTRUMENTACIÓN PARA TRATAMIENTOS
TÉRMICOS DE USO MÉDICO**

A continuación, se resume la potencia eléctrica necesaria (P_e) y la potencia térmica o capacidad refrigerante generada en el lado frío del sistema (P_{th}), tanto para el caso de 90 células Peltier como para el de 108, incorporando además una primera estimación del coste que supondría construir el circuito interior del casco en cada caso.

a) En caso de necesitar utilizar 90 celdas:

Tabla 5.31. Estimación de la potencia térmica obtenida y la potencia eléctrica consumida en el caso de utilizar 90 células Peltier. **FUENTE:** Elaboración propia.

P_{th} ($\epsilon = 15\%$)	105,46	W_{th}	
P_e	Células Peltier	703,08	W_e
	Ventiladores	40,32	W_e
	TOTAL P_e	743,4	W_e

Tabla 5.32. Estimación de los costes derivados de construir el circuito Peltier compuesto por 90 celdas. **FUENTE:** Elaboración propia. Precios obtenidos de la web es.rs-online.com.

ELEMENTO	REFERENCIA FABRICANTE	€/ UNIDAD (IVA incl.)	UNIDADES	COSTE (€)
Células Peltier	RS-490-1266	33,78 €	90	3.040,20 €
Ventiladores	MB60201VX-000U-A99	19,19 €	16	307,04 €
Disipadores	306216	2,25 €	270	607,50 €
TOTAL CIRCUITO (€)				3.954,74 €

b) En caso de necesitar utilizar 108 celdas:

Tabla 5.33. Estimación de la potencia térmica obtenida y la potencia eléctrica consumida en el caso de utilizar 90 células Peltier. **FUENTE:** Elaboración propia.

P_{th} ($\epsilon = 15\%$)	87,89	W_{th}	
P_e	Células Peltier	585,9	W_e
	Ventiladores	40,32	W_e
	TOTAL P_e	626,22	W_e

Tabla 5.34. Estimación de los costes derivados de construir el circuito Peltier compuesto por 90 celdas. **FUENTE:** Elaboración propia. Precios obtenidos de la web es.rs-online.com.

ELEMENTO	REFERENCIA FABRICANTE	€/ UNIDAD (IVA incl.)	UNIDADES	COSTE (€)
Células Peltier	RS-490-1266	33,78 €	108	3.648,24 €
Ventiladores	MB60201VX-000U-A99	19,19 €	16	307,04 €
Disipadores	306216	2,25 €	324	729,00 €
TOTAL CIRCUITO (€)				4.684,28 €

Los costes calculados se corresponden exclusivamente a los estimados para las células Peltier, ventiladores y disipadores de calor empleados, por lo que más adelante sería necesario definir los costes derivados del cableado utilizado en las conexiones, el gel empleado para transmitir el frío de la forma más homogénea posible a la cabeza del paciente, las sondas de temperatura incorporadas en posiciones estratégicas para permitir monitorizar y regular automáticamente la temperatura alcanzada en diferentes

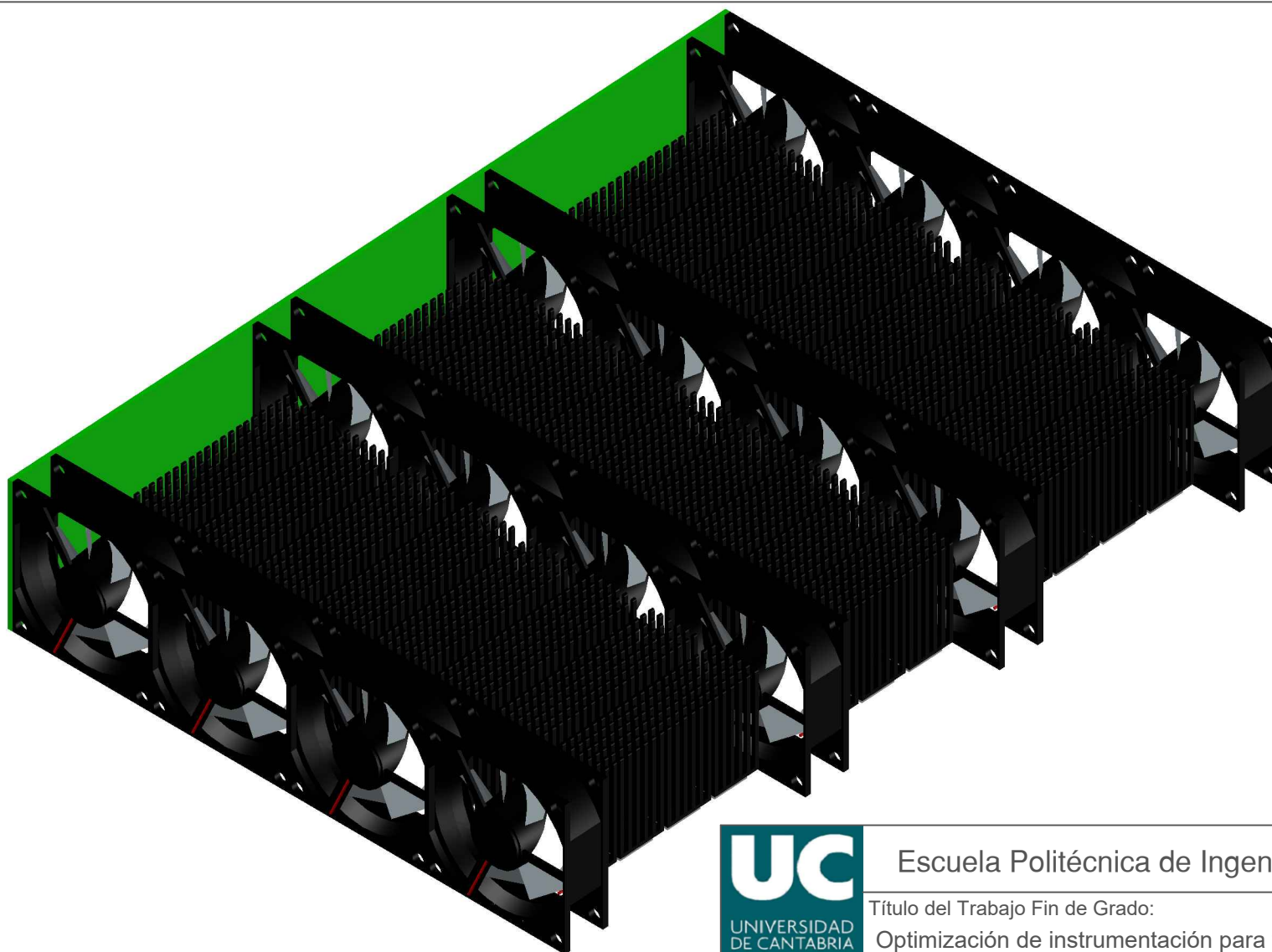


zonas del cuero cabelludo durante el tratamiento, la fabricación del casco rígido, los costes derivados de conseguir automatizar su funcionamiento, etc. Por lo que el precio final del dispositivo sería sensiblemente superior al del resto de tecnologías estudiadas (Penguin Cold Caps o DigniCap System), cuyo precio máximo rondaría los 3.000 €.

5.9. ALTERNATIVA DE PROTOTIPO CERO PROPUESTA.

A modo de conclusión, en este apartado se recogen una serie de planos correspondientes a la alternativa de **“prototipo 0”** propuesta, la cual ha sido modelada en tres dimensiones con ayuda del programa AutoCAD, considerando el caso de emplear **90 células Peltier** como el más adecuado para satisfacer la demanda energética del tratamiento. Estas celdas (dispuestas según el esquema eléctrico propuesto en la Figura 5.66), permitirían proporcionar una capacidad de refrigeración o potencia térmica de **105,46 W_{th}**, siendo necesario suministrar al circuito una potencia eléctrica de **743,4 W_e** (considerando una eficiencia media del sistema Peltier del 15%). Por otro lado, para contribuir a la disipación de calor por convección forzada al ambiente, el diseño propuesto incorpora un total de 16 ventiladores repartidos en filas de cuatro por toda la superficie a enfriar (de **0,054 m²**), cuyo esquema eléctrico se correspondería con el mostrado en la Figura 5.67.

Finalmente, se incluye una propuesta denominada **“prototipo 1”**, la cual sería una primera mejora de la anterior, donde se consideran dos circuitos abiertos de aire forzado independientes, uno de ellos cuya entrada se encontraría en la parte frontal de la cabeza, y el otro, cuya entrada estaría ubicada en la parte posterior de la misma (zona de la nuca), situándose ambas salidas en la parte central (zona de la coronilla), con el objetivo de aprovechar el ascenso natural del aire al disminuir su densidad. Este fenómeno, estará provocado por el aumento de temperatura que experimentará el fluido a medida que recorra las canalizaciones diseñadas para tal efecto y ubicadas en el interior del casco rígido, donde el flujo de aire forzado irá absorbiendo el calor cedido por la parte caliente del sistema Peltier construido. Además, esta disposición permitiría un reparto más homogéneo de las celdas a lo largo de toda la superficie de intercambio térmico, liberando el espacio ocupado por los ventiladores intermedios en la anterior propuesta.



Escuela Politécnica de Ingeniería de Minas y Energía

Título del Trabajo Fin de Grado:

Optimización de instrumentación para tratamientos térmicos de uso médico

Título del plano:

Vista isométrica prototipo 0

Nº de plano:

1

Escala:

1/2

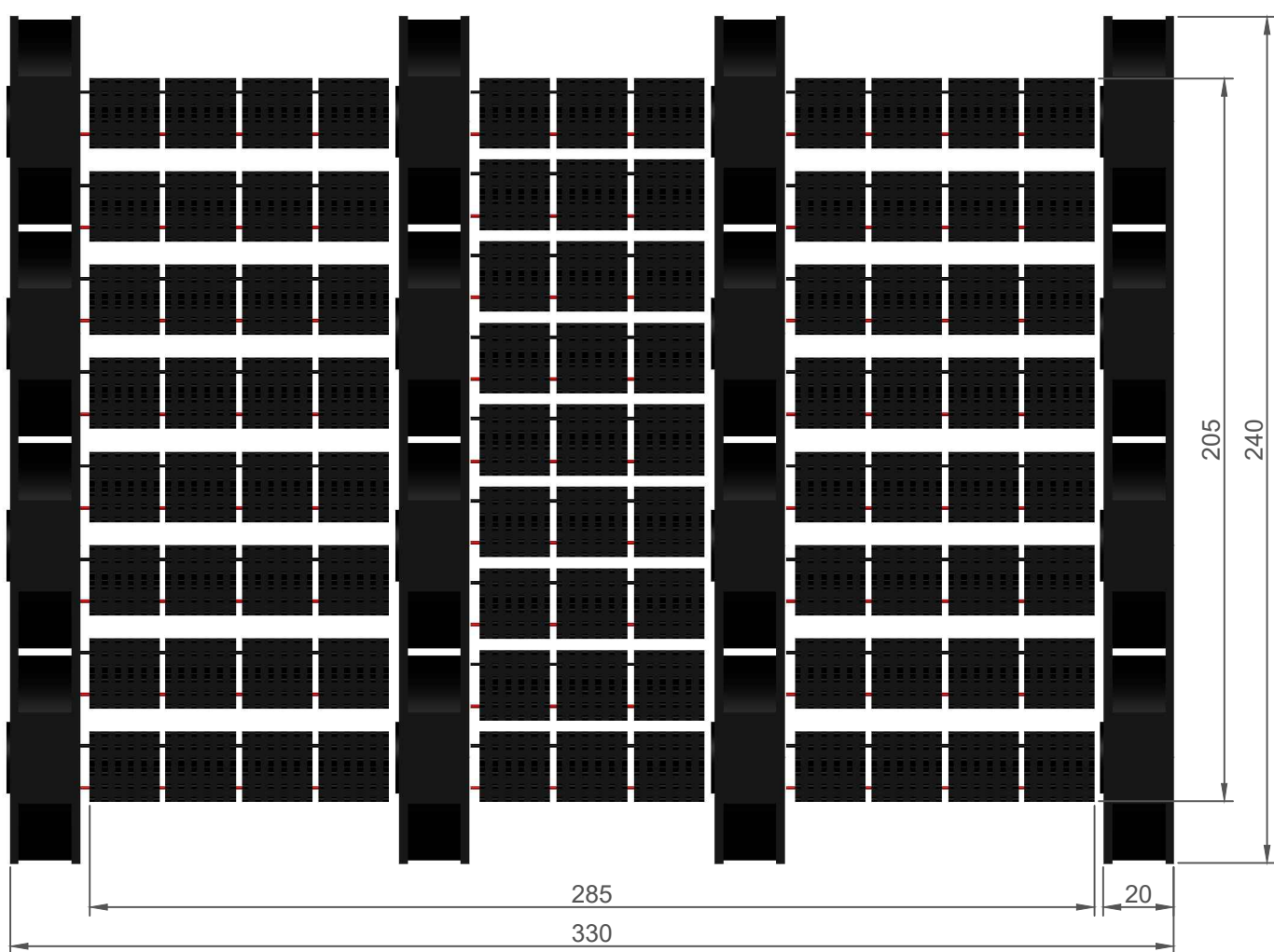
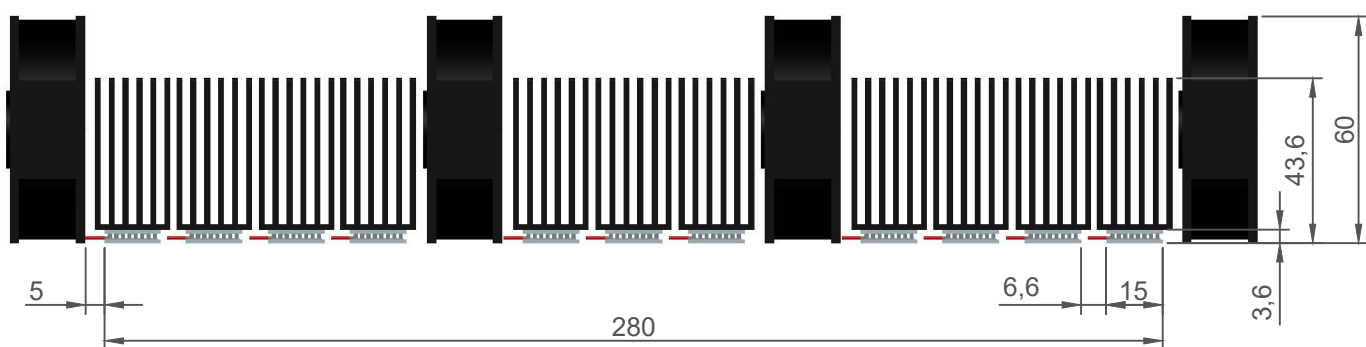
Autor:

César del Pozo Mesones

Fecha:

20 de junio de 2019





Escuela Politécnica de Ingeniería de Minas y Energía

Título del Trabajo Fin de Grado:

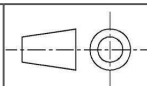
Optimización de instrumentación para tratamientos térmicos de uso médico

Título del plano:

Alzado y planta prototipo 0

Autor:

César del Pozo Mesones



Nº de plano:

2

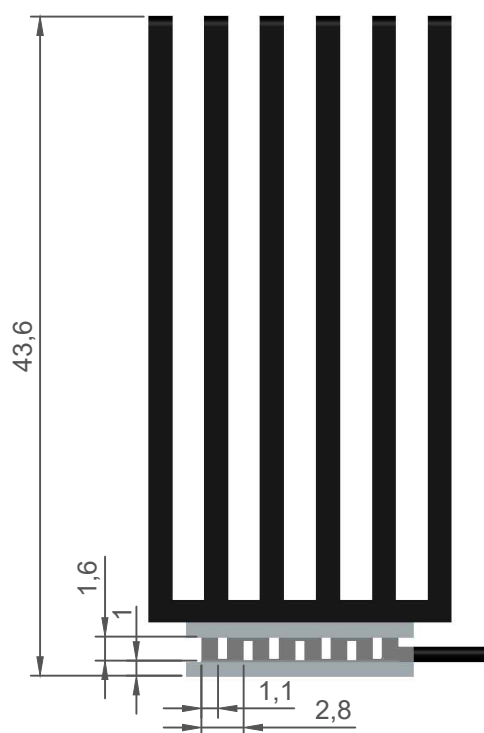
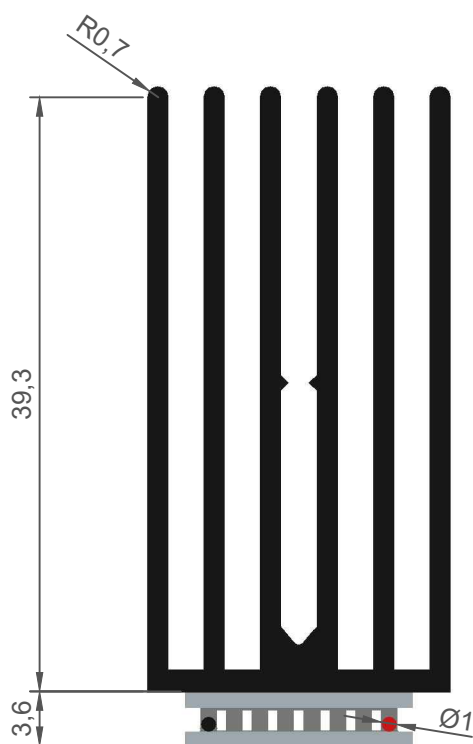
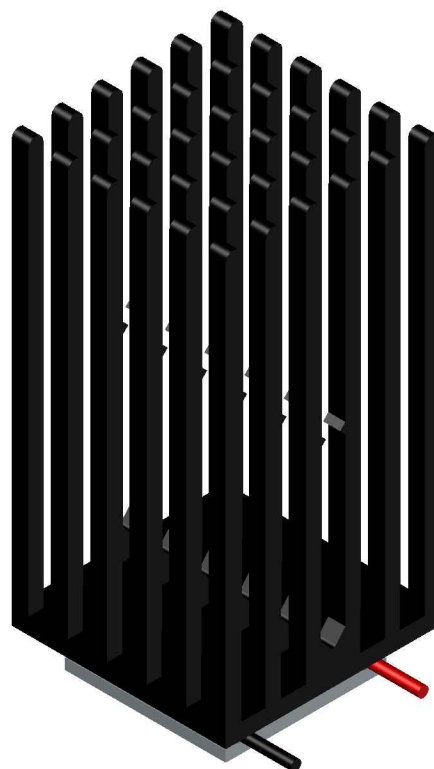
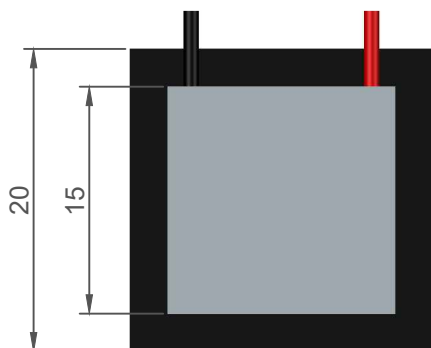
Escala:

1/2

Fecha:

20 de junio de 2019





Escuela Politécnica de Ingeniería de Minas y Energía

Título del Trabajo Fin de Grado:

Optimización de instrumentación para tratamientos térmicos de uso médico

Título del plano:

Vistas conjunto celda - disipador

Nº de plano:

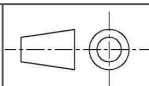
3

Escala:

2/1

Autor:

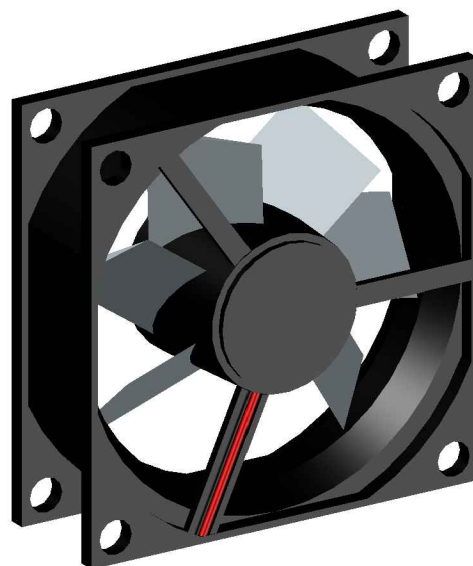
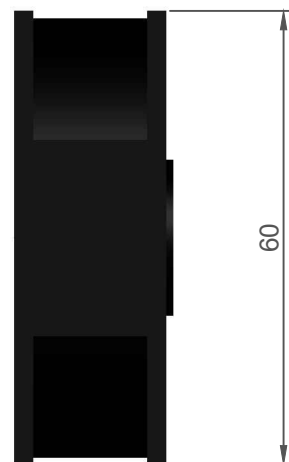
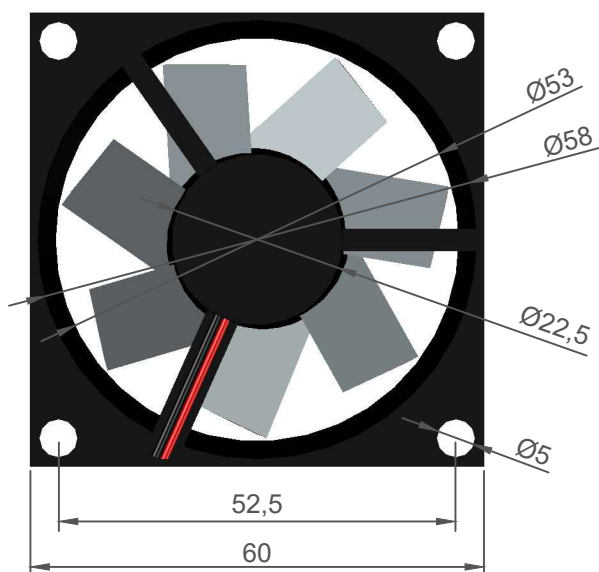
César del Pozo Mesones



Fecha:

20 de junio de 2019





Escuela Politécnica de Ingeniería de Minas y Energía

Título del Trabajo Fin de Grado:

Optimización de instrumentación para tratamientos térmicos de uso médico

Título del plano:

Vistas ventilador

Nº de plano:

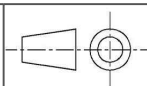
4

Escala:

1/1

Autor:

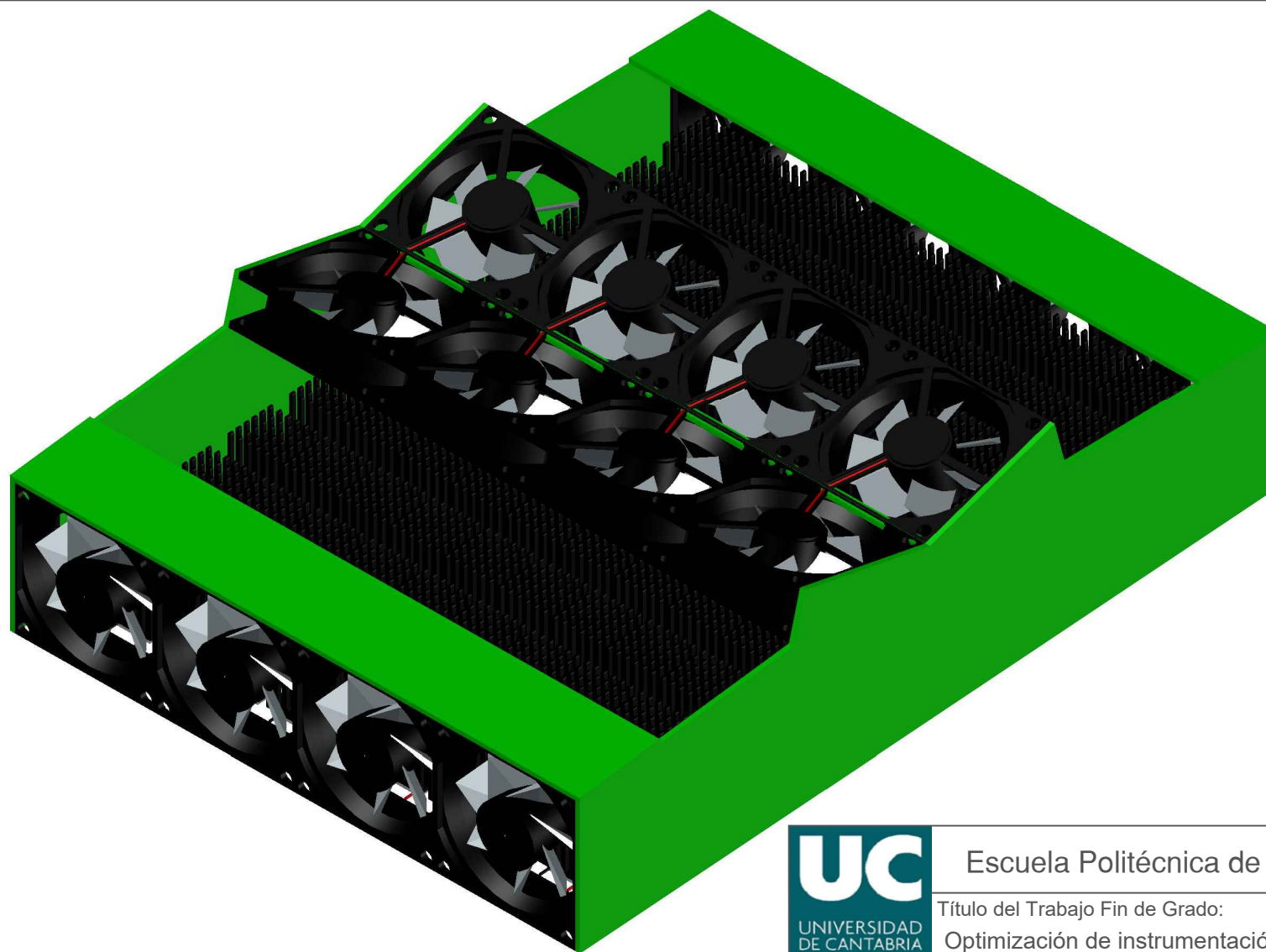
César del Pozo Mesones



Fecha:

20 de junio de 2019





Escuela Politécnica de Ingeniería de Minas y Energía

Título del Trabajo Fin de Grado:

Optimización de instrumentación para tratamientos térmicos de uso médico

Título del plano:

Vista isométrica prototipo 1

Nº de plano:

5

Escala:

1/2

Autor:

César del Pozo Mesones

Fecha:

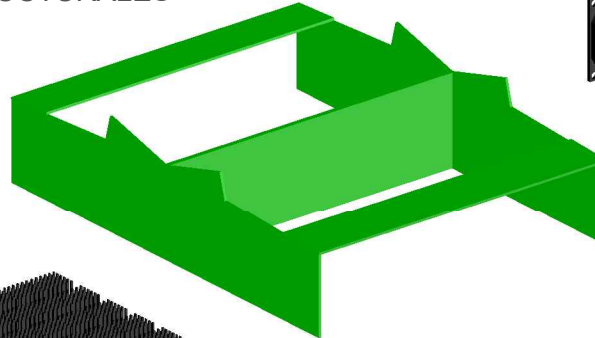
20 de junio de 2019



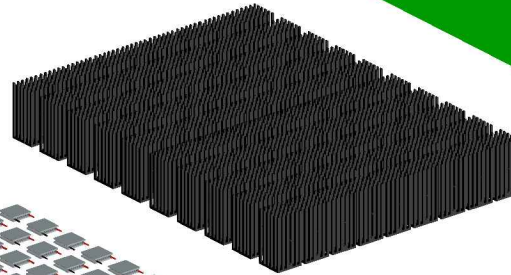
VENTILADORES



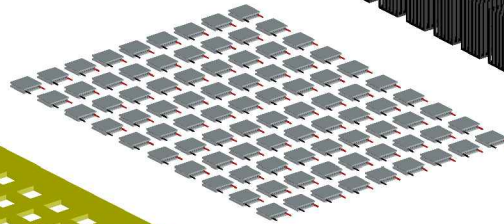
ELEMENTOS ESTRUCTURALES



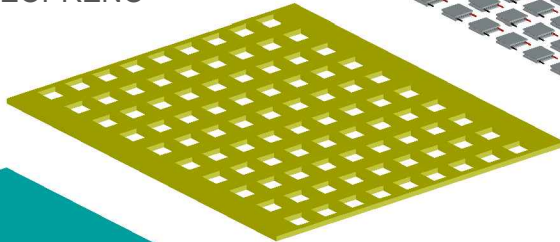
DISIPADORES DE CALOR



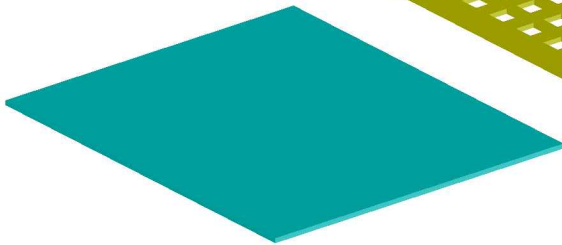
CÉLULAS PELTIER



NEOPRENO



GEL



Escuela Politécnica de Ingeniería de Minas y Energía

Título del Trabajo Fin de Grado:

Optimización de instrumentación para tratamientos térmicos de uso médico

Título del plano:

Explosión elementos prototipo 1

Autor:

César del Pozo Mesones

Nº de plano:

6

Escala:

1/5

Fecha:

20 de junio de 2019





6. CONCLUSIONES.

En el año 2018 se ha alcanzado la friolera de 18,1 millones pacientes diagnosticados de cáncer en todo el mundo, tendencia que en los próximos años se prevé que continuará en aumento, siendo el cáncer de pulmón y el de mama los tipos de tumores más comunes a nivel mundial. En España, se estima que a lo largo del año 2019 se diagnosticarán 277.234 nuevos casos de cáncer, convirtiendo a esta enfermedad en una principales causas de ingreso hospitalario (tan solo por detrás de las enfermedades del aparato circulatorio y respiratorio).

Estos y otros datos expuestos al comienzo del documento, permiten contextualizar el motivo del incesante empeño que durante décadas ha existido por erradicar una enfermedad de tal magnitud. La lucha contra el cáncer, es una batalla en la que está inmersa prácticamente toda la sociedad: médicos, científicos, investigadores, empresas privadas, universidades, diversos organismos públicos, etc. Y, fundamentalmente, los pacientes diagnosticados y sus más allegados, familiares y amigos. Cada uno de ellos, contribuye a vencer la enfermedad desde su terreno y, todos sin excepción, tratamos de llegar al mismo fin, que algún día se consiga hablar del cáncer como algo perteneciente al pasado. Mientras eso no sea posible, todos los esfuerzos encaminados a mejorar la calidad de vida de aquellos que nos rodean y que han tenido la mala fortuna de desarrollar la enfermedad, son bienvenidos.

En el estudio de investigación que aquí concluye, tras tomar conciencia de lo importante que puede llegar a ser cualquier pequeña aportación a la causa, se ha pretendido contribuir tratando de optimizar uno de los tratamientos paliativos más importantes a nivel psicológico para la gran mayoría de los pacientes, el tratamiento de enfriamiento del cuero cabelludo, mediante el cual, muchos de ellos en todo el mundo ya han conseguido evitar o reducir en al menos un 50% la caída del cabello inducida por determinados tratamientos de quimioterapia, lo que les ha permitido afrontar la enfermedad, desde el punto de vista mental y emocional, con una mayor seguridad y fortaleza.

Durante la elaboración del presente documento, se ha dedicado una buena parte del tiempo invertido a estudiar, en qué consisten y cómo funcionan, los métodos que hoy en día se utilizan para dar soporte a este tipo de tratamientos (a través del análisis de dispositivos como los Penguin Cold Caps o el DigniCap System). Gracias a ello, se han podido extraer los puntos fuertes y débiles de cada uno de estos métodos, con la intención de que la propuesta que aquí comienza a impulsarse, pudiera incidir al máximo en tratar de mejorar todas aquellas debilidades presentes en sus competidores, manteniendo todas las virtudes que estos ya presentan en la actualidad.

El principal problema de los métodos actuales, y, por el cual, inicialmente se plantea la alternativa sometida a estudio en este documento, basada en el empleo de un dispositivo compuesto por células Peltier que permita, por efecto termoeléctrico (efecto Peltier), cubrir las necesidades de refrigeración del tratamiento con éxito, es que, el ciclo del tratamiento de enfriamiento del cuero cabelludo tiene una duración media de cuatro horas por sesión de quimioterapia, debido a que es necesario un tiempo previo a la infusión de unos 30 minutos, para que las células del folículo piloso alcancen la



temperatura óptima que garantice la eficacia del tratamiento (entre 10 y 15°C) y, un tiempo posterior al finalizar la infusión de entre 90 y 180 minutos, durante el cual los fármacos quimioterápicos aún siguen estando presentes en el torrente sanguíneo. Todo esto se traduce en largas estancias hospitalarias que constituyen un grave problema a nivel organizativo y económico para los hospitales que ofrecen este tratamiento paliativo, además, suponen una enorme fatiga física y mental para los pacientes.

En el caso de emplear dispositivos como el DigniCap, el producto más avanzado que existe actualmente, el paciente debe permanecer en el asiento donde recibe la infusión de quimioterapia durante todo el ciclo del tratamiento, por lo que la posibilidad que tiene de moverse y cambiar de posición es muy reducida, ya que necesita estar conectado ininterrumpidamente a un equipo de enfriamiento fijo y muy voluminoso. Mientras que, en el caso de utilizar otros dispositivos más sencillos como los Penguin Cold Caps, los cuales son, en esencia, unos gorros de gel enfriados en congeladores especiales, la principal desventaja reside en la necesidad de ser sustituidos varias veces durante el tratamiento a medida que pierden temperatura, lo que pone en riesgo la eficacia del mismo y causa molestias e incomodidad al paciente (contrastes térmicos innecesarios). Estos y otros aspectos negativos presentes en los métodos actuales, muchos de ellos potencialmente mejorables, han provocado que se haya planteado la posibilidad de diseñar un nuevo dispositivo compuesto por células Peltier lo más automatizado, ligero, compacto, autónomo y ergonómico posible.

De las dos propuestas que inicialmente han sido planteadas: disponer de un intercambiador de calor externo de células Peltier, lo más pequeño y manejable posible, que permitiera la portabilidad del dispositivo y transmitiera el frío generado a un fluido, encargado de recorrer la cabeza del paciente a través de uno o varios circuitos cerrados; o bien, conseguir transmitir la cantidad de frío necesaria mediante el uso exclusivo de células Peltier, integradas dentro de un gorro o casco, y directamente en contacto con la cabeza del paciente (a través de una fina capa de gel refrigerante), se ha concluido que esta segunda opción, es la más idónea y revolucionaria para cumplir con todas las características y expectativas de mejora mencionadas anteriormente. Por tanto, tras analizar ambas posibilidades, se ha tomado la decisión de considerar esta opción como la principal vía de investigación.

Finalmente, tras estudiar teóricamente la evolución, funcionamiento, posibles aplicaciones y principales ventajas e inconvenientes de los dispositivos termoeléctricos, y, más concretamente, de las células Peltier en aplicaciones de refrigeración, se han realizado numerosas pruebas experimentales para determinar verdaderamente su potencial, gracias a las cuales se ha podido concluir que, actualmente, pese a ser una tecnología aún en desarrollo que presenta una gran perspectiva futura a medio plazo, ya se encuentra en una etapa de madurez suficiente para ser capaz de cubrir con solvencia la demanda energética de determinadas aplicaciones de refrigeración de características similares a las planteadas en el presente estudio.

A medida que se ha ido avanzando en la investigación, a través de la realización de diferentes ensayos cada vez mejor elaborados gracias a la experiencia acumulada, con el objetivo de llegar a construir finalmente un “prototipo 0” del circuito interior, que iría



instalado en el interior del hipotético dispositivo de enfriamiento planteado (a modo de gorro o casco), nos hemos ido topando con una gran cantidad de problemas que hemos tenido que ir detectando y resolviendo aplicando las contramedidas necesarias, más o menos efectivas según el caso, para dar continuidad a la investigación buscando, en la medida de lo posible, una mejora progresiva de los resultados.

El principal problema con el que se ha tenido que lidiar durante toda la investigación ha sido la insuficiente capacidad del sistema para conseguir disipar todo el calor generado en su lado caliente. Durante los ensayos realizados, se ha podido observar la gran cantidad de energía calorífica que estos dispositivos necesitan disipar para lograr una capacidad de refrigeración óptima en su lado frío, pues teniendo en cuenta que el salto térmico entre sus caras es constante, cuanto mayor es el flujo de calor disipado en su lado caliente, mayor es el rendimiento térmico obtenido en su lado frío.

Tras realizar numerosas pruebas utilizando diferentes tipos y configuraciones de células Peltier, combinadas con un diferente número, tipo y disposición de elementos destinados a contribuir a la disipación del calor sobrante del lado caliente de los sistemas Peltier contruidos, los resultados conseguidos, si bien no han servido para afirmar de forma rotunda que esta tecnología puede emplearse con éxito de la manera que se pretende para cubrir las necesidades de un tratamiento de enfriamiento de estas características, sí que abren la puerta a que, antes de desechar esta línea de investigación, con una mayor inversión en material y un estudio más riguroso y complejo, se pudiera conseguir dar con las claves que lograsen optimizar, tanto la transmisión de calor por conducción a través de los elementos dispuestos en el lado caliente del sistema, como su posterior eliminación por convección forzada al ambiente. Todo ello, estudiado en función de la posición que ocupa cada celda dentro del circuito, siendo necesario realizar un análisis térmico prácticamente individualizado de todas ellas, para que, de esta forma, se pudieran llegar a alcanzar las temperaturas frías necesarias para el tratamiento de manera estable y homogénea, a lo largo de toda la superficie de intercambio térmico.

En determinados ensayos, se han alcanzado temperaturas del orden de los 3,2°C de manera estable en el lado frío del sistema. No obstante, estos valores únicamente se han logrado al estudiar y optimizar el rendimiento de una única célula Peltier aislada, o bien, en una o varias celdas presentes dentro de un circuito más elaborado, donde se han llegado a colocar hasta nueve células Peltier conectadas entre sí dando lugar a diferentes configuraciones de circuitos eléctricos sencillos. En este último caso, tan solo las celdas ubicadas en las posiciones más cercanas a los ventiladores encargados de impulsar el flujo de aire a través del sistema, han conseguido proporcionar una capacidad de refrigeración adecuada, lo que ha dado una idea de la altísima sensibilidad de estos dispositivos, cuyo rendimiento óptimo esta tremendamente condicionado a tener una ventilación y capacidad de disipación adecuadas, unos valores de tensión e intensidad de la corriente suministrada muy concretos y unas condiciones de contorno altamente específicas.



6.1. LÍNEAS DE INVESTIGACIÓN FUTURAS.

Una vez conocidas las necesidades térmicas y eléctricas del tratamiento que se desea cubrir mediante el empleo de células Peltier, cuyo potencial ha sido suficientemente probado, partiendo del diseño y características de los prototipos iniciales propuestos (0 y 1), compuestos por 90 células Peltier y 16 ventiladores, y teniendo en cuenta la altísima sensibilidad que estos dispositivos presentan para conseguir obtener una capacidad de refrigeración óptima en su lado frío, los siguientes pasos a seguir en caso de continuar con la investigación serán:

- **Realizar una simulación numérica con ayuda de un software suficientemente potente a partir de los prototipos iniciales propuestos**, con el objetivo de concretar la disposición, número y características de los ventiladores a incorporar; el tamaño, material y forma de los disipadores a utilizar; la composición más adecuada de la fina capa de gel refrigerante que irá adosada a la cara fría del sistema Peltier; el número, separación y distribución de las celdas que garantice, de forma eficaz, segura y precisa, el éxito del tratamiento; los materiales más apropiados para construir la estructura rígida del gorro o casco final, así como la forma que este deberá adoptar para permitir unas entradas y salidas del flujo de aire que garanticen una disipación óptima del calor generado en el lado caliente; etc.
- **Valorar la posibilidad de que el dispositivo sea completamente autónomo**, estableciendo el número, distribución, dimensiones y peso de las baterías que debería incorporar. O bien, como a priori parece que será lo más ligero, ergonómico y sencillo, que éste sea un dispositivo que necesite estar conectado de forma continua a la red eléctrica durante el tratamiento, dado el elevado consumo de energía eléctrica derivado de la baja eficiencia energética que los módulos Peltier comerciales son capaces de ofrecer por el momento.

Y, una vez la investigación haya conseguido resolver todos estos problemas, permitiendo construir un dispositivo capaz de cubrir las necesidades del tratamiento de manera segura y eficaz, se deberá:

- **Buscar la manera de conseguir una adecuada automatización del tratamiento**, incorporando una serie de sensores de temperatura repartidos por el casco (como ya dispone el dispositivo DigniCap), los cuales deberían permitir registrar en tiempo real las temperaturas alcanzadas en diferentes puntos estratégicos de la cabeza del paciente, facilitando que el propio dispositivo fuera capaz de autorregularse para mantener en todo momento la temperatura del cuero cabelludo dentro de los valores óptimos que garanticen la eficacia del tratamiento, corrigiendo las desviaciones que pudieran aparecer durante el proceso de manera automática.
- **Mejorar todo lo posible la ergonomía del dispositivo a medida que es probado en diferentes ensayos clínicos**, con el fin de adecuar el diseño a las diferentes formas que puede adoptar la cabeza del paciente y buscando su máximo confort.



- ***Valorar la posibilidad de implementar una aplicación móvil, a través de la cual el usuario pueda controlar todos los parámetros del tratamiento a tiempo real y sin necesidad de ser supervisado***, favoreciendo que el paciente sea completamente autónomo. Para ello, se deberá simplificar su modo de empleo al máximo, una vez introducidos una serie de parámetros iniciales indicados por el personal médico encargado del caso.

Como se puede observar, el camino que queda por recorrer para conseguir ser los pioneros en implantar esta tecnología en un dispositivo térmico de uso médico, que, posteriormente, una vez logre la aprobación de los pertinentes organismos internacionales en materia de salud, podría extender su uso a otras muchas aplicaciones de este tipo dentro del campo de la medicina, es todavía muy largo y, previsiblemente, necesitara de una importante inversión y una gran tenacidad para lograr los objetivos tan ambiciosos que desde un principio se han marcado.

No obstante, una vez concluido el presente estudio, la posibilidad de lograr que un dispositivo de estas características sea pronto una realidad es más que probable, y, gracias a la constante evolución y sofisticación de los materiales semiconductores, esa meta puede que esté más cerca de lo que en un principio se pensaba. Continuar o no con esta línea de investigación, es una decisión que deben tomar ahora todas aquellas organizaciones públicas o privadas que vean en esta idea, una futura gran oportunidad de negocio y, lo que debería ser más importante, una forma innovadora de mejorar, tanto la calidad de vida de las personas diagnosticadas de algún tipo de tumor sólido, como la calidad del servicio prestado por los centros médicos y hospitales que tratan a los pacientes oncológicos.



7. BIBLIOGRAFÍA.

- [1] ALBELLA, J.M.; MARTINEZ-DUART, J.M.; 1996. Capítulo I: Semiconductores. En: *Fundamentos de electrónica física y microelectrónica*. Madrid: Addison-Wesley / Universidad Autónoma de Madrid, pp. 1-26. [Última consulta: 13 de marzo de 2019]. ISBN 978-0-20-165363-2. Disponible en: https://www.icmm.csic.es/fis/gente/josemaria_albella/electronica_indice.html
- [2] AMERICAN SOCIETY OF CLINICAL ONCOLOGY (ASCO). 2018. *Cáncer.net: caída del cabello o alopecia* [sitio web]. 2018. [Última consulta: 14 de febrero de 2019]. Disponible en: <https://www.cancer.net/es/desplazarse-por-atenci%C3%B3n-del-c%C3%A1ncer/efectos-secundarios/ca%C3%ADda-del-cabello-o-alopecia>
- [3] ASOCIACIÓN ESPAÑOLA CONTRA EL CÁNCER (AECC). *Todo sobre el cáncer: Tratamientos* [sitio web]. [Última consulta: 5 de febrero de 2019]. Disponible en: <https://www.aecc.es/es/todo-sobre-cancer/tratamientos>
- [4] ASOCIACIÓN ESPAÑOLA CONTRA EL CÁNCER (AECC). *Efectos secundarios de la quimioterapia* [sitio web]. [Última consulta: 11 de febrero de 2019]. Disponible en: <https://www.aecc.es/es/todo-sobre-cancer/tratamientos/quimioterapia/efectos-secundarios-quimioterapia>
- [5] AZORÍN PENALVA, A. 2018. *Efecto Peltier y desarrollo de posibles aplicaciones*. M.A. Satorre Aznar, director. Trabajo fin de grado, Universidad Politécnica de Valencia, pp. 7-22. [Última consulta: 26 de marzo de 2019]. Disponible en RiuNet: <https://riunet.upv.es/handle/10251/109025>
- [6] BELÉNDEZ VÁZQUEZ, A. 2010. *Tema 8.- Principios físicos de los semiconductores*. En: *Fundamentos físicos de la ingeniería I - Resúmenes de los temas: Curso 2010-2011*. Grado en Ingeniería en Sonido e Imagen, departamento de Física, Ingeniería de Sistemas y Teoría de la Señal. Universidad de Alicante (UA), pp. 13-14. [Última consulta: 14 de marzo de 2019]. Disponible en: <http://rua.ua.es/dspace/handle/10045/16262>
- [7] BLANCARTE LIZÁRRAGA, W. 2001. *Efecto Peltier*. Trabajo de la asignatura 'Instrumentación para el control de procesos industriales', departamento de electrónica, sistemas e informática, ITESO Campus Universitario, Universidad Jesuita de Guadalajara, México, pp. 2-7. [Última consulta: 23 de marzo de 2019]. Disponible en: <http://descargas.cetronic.es/EstudioPeltier.pdf>
- [8] CASTRO SERNA, M. 2000. *Introducción a la refrigeración termoelectrica o efecto Peltier*. Trabajo académico. Universidad Nacional de Colombia. [Última consulta: 1 de abril de 2019]. Disponible en: <https://es.scribd.com/document/352156093/Termoelectricidad>
- [9] CIGLER, T. [et. al.]. 2017. Body image in women with breast cancer using a scalp cooling system to reduce chemotherapy induced alopecia. En: *Actas del 2016 San Antonio Breast Cancer Symposium; 2016 December 6-10; San Antonio, Texas. Philadelphia (PA): American Association for Cancer Research*, 77(4), pp. P5-11-17. ISSN 1538-7445. Disponible en: <https://doi.org/10.1158/1538-7445.SABCS16-P5-11-17>
- [10] DIGNICAP. 2018. [sitio web]. [Última consulta: 9 de marzo de 2019]. Disponible en: <https://dignicap.com/es/>
- [11] DIGNITANA AB. 2018. [sitio web]. [Última consulta: 8 de marzo de 2019]. Disponible en: <https://dignitana.com/>



**OPTIMIZACIÓN DE INSTRUMENTACIÓN PARA TRATAMIENTOS
TÉRMICOS DE USO MÉDICO**

- [12] FARRERA GAMBOA, L. *Conductores, semiconductores y aislantes*. Apuntes de la asignatura de Electroquímica (1540-3). Facultad de química, departamento de Fisicoquímica, Universidad Nacional Autónoma de México (UNAM), pp. 1-8. [Última consulta: 13 de marzo de 2019]. Disponible en AMYD (UNAM): <http://depa.fquim.unam.mx/amyd/docs.php?curso=486>
- [13] GONZÁLEZ HERRANZ, R.; PLATERO DUEÑAS, C.; HERNANDO GUTIERREZ, M. 2018. *Práctica 4: Control de una célula de Peltier*. Prácticas de laboratorio, asignatura de Regulación Automática. Escuela Universitaria de Ingeniería Técnica Industrial de Madrid, departamento de electrónica, automática e informática industrial, Universidad Politécnica de Madrid (UPM), pp. 2-7. [Última consulta: 25 de marzo de 2019]. Disponible en: <http://www.elai.upm.es/moodle/mod/resource/view.php?id=1184>
- [14] HERRANZ PINDADO, R. 2008. *Climatización mediante células Peltier*. R. Rodríguez Pecharromán, director del proyecto. Trabajo fin de grado para la obtención del grado en ingeniería industrial, Universidad Pontificia de Comillas, Escuela Técnica Superior de Ingeniería (ICAI), pp. 12-14; 28-34 Madrid. [Última consulta: 29 de marzo de 2019]. Disponible en: <https://docplayer.es/50941461-Climatizacion-mediante-celulas-peltier.html>
- [15] HOLMAN J.P.; 1998. *Transferencia de calor*. 8ª ed. (1ª en español). Madrid: McGraw Hill-Interamericana de España. ISBN 84-481-2040-X.
- [16] INCOPERA, F.P.; DEWITT, D.P. 1999. *Fundamentos de transferencia de calor*. 4ª ed. Naucalpan de Juárez, México: Pearson Prentice Hall Hispanoamericana. ISBN 970-17-0170-4.
- [17] MARTÍN DOMINGO, A. 2018. *Apuntes de transmisión del calor*. Apuntes de la asignatura de Física. Departamento de Física e Instalaciones, ETS Arquitectura de Madrid, Universidad Politécnica de Madrid (UPM). Versión 2.8, pp. 12-28. [Última consulta: 14 de marzo de 2019]. Disponible en: <http://oa.upm.es/50949/>
- [18] MORENO ORTIZ, D.G.; GARCÍA ROMERO, D.J. 2017. *Prototipo generador de agua con celdas de Peltier*. E.Y. Garzón González, director. Trabajo fin de grado, Universidad Distrital Francisco José de Caldas, pp. 15-24; 31-33. [Última consulta: 28 de marzo de 2019]. Disponible en: <http://hdl.handle.net/11349/6822>
- [19] NATIONAL CANCER INSTITUTE. 2018. *El cáncer: Tipos de tratamiento* [sitio web]. [Última consulta: 6 de febrero de 2019]. Disponible en: <https://www.cancer.gov/espanol/cancer/tratamiento/tipos>
- [20] ONCOBEL. [sitio web]. [Última consulta: 27 de febrero de 2019]. Disponible en: <http://www.oncobel.es/>
- [21] ORGANIZACIÓN MUNDIAL DE LA SALUD. 2018. *Cáncer* [sitio web]. [Última consulta: 22 de enero de 2019]. Disponible en: <https://www.who.int/cancer/es/>
- [22] ORIA ALONSO, C. 2016. *Transformación y uso eficiente de la energía: Bloque 1: calor y frío*. J. Carcedo Haya, profesor responsable. Apuntes de la asignatura Transformación y uso eficiente de la energía. E.P.I. de Minas y Energía, departamento de Ingeniería Eléctrica y Energética, Universidad de Cantabria (UC), pp. 3-6; 21-24.
- [23] PATTERSON, G.; SOBRAL, M. 2007. *Efecto Peltier*. Facultad de Ciencias Exactas y Naturales, departamento de Física. Universidad de Buenos Aires (UBA). Guías de prácticas: Efecto Peltier, pp. 1-2. [Última consulta: 11 de marzo de 2019]. Disponible en: <http://materias.df.uba.ar/labo4Ba2013c2/files/2012/07/Efecto-Peltier.pdf>



- [24] PAXMAN. 2019. *PAXMAN: Scalp Cooling* [sitio web]. [Última consulta: 19 de febrero de 2019]. Disponible en: <https://paxmanscalpcooling.com/scalp-cooling>
- [25] PENGUIN COLD CAPS. 2018. [sitio web]. [Última consulta: 7 de marzo de 2019]. Disponible en: <https://penguincoldcaps.com/>
- [26] ROF BALLÚS, A. 2015. *Estudio y parametrización de un generador termoeléctrico*. H.A. González Rojas, director. Trabajo fin de grado, Universidad Politécnica de Cataluña, pp. 10-29. [Última consulta: 28 de marzo de 2019]. Disponible en UCommons: <https://upcommons.upc.edu/handle/2117/79156>
- [27] ROQUE SERRANO, M.A. 2012. *Diseño de un sistema de almacenaje de puros habanos controlando la temperatura y humedad mediante termoelectricidad*. A.M. López Martínez, director. Trabajo fin de grado, Universidad Politécnica de Cataluña, pp. 9-23. [Última consulta: 26 de marzo de 2019]. Disponible en UCommons: <https://upcommons.upc.edu/handle/2099.1/16671>
- [28] RUBIO RAMÍREZ, C; MARTHEYN LIZARAZO, G; VERA DUARTE, E. 2017. Termoelectricidad: Uso de las celdas Peltier en el campo de la refrigeración y sus principales aplicaciones. *Inventum*, 12 (22), pp. 9-16. ISSN 2590-8219. Disponible en: <https://doi.org/10.26620/uniminuto.inventum.12.22.2017.9-16>
- [29] RUGO, H.S. [et. al]. 2017. Association between use of a scalp cooling device and alopecia after chemotherapy for breast cancer. *Journal of the American Medical Association (JAMA)*, 317(6), pp. 606-614. ISSN 1538-3598. Disponible en: <https://doi.org/10.1001/jama.2016.21038>
- [30] RUGO, H.S. [et. al.]. 2017. Scalp cooling with adjuvant/neoadjuvant chemotherapy for breast cancer and the risk of scalp metastases: systematic review and meta-analysis. *Breast Cancer Research and Treatment*, 163(2), pp. 199-205. ISSN 1573-7217. Disponible en: <https://doi.org/10.1007/s10549-017-4185-9>
- [31] SCHAFFRIN-NABE, D. [et al.]. 2015. The influence of various parameters on the success of sensor-controlled scalp cooling in preventing chemotherapy-induced alopecia. *Oncology Research and Treatment*, 38(1), pp. 489-495. ISSN 2296-5262. Disponible en: <https://doi.org/10.1159/000440636>
- [32] SOCIEDAD ESPAÑOLA DE ONCOLOGÍA MÉDICA (SEOM). 2018. *Las cifras del cáncer en España 2019*. Organización Mundial de la Salud (OMS), Instituto Nacional de Estadística (INE), Red Española de Registros del Cáncer (REDECAN). Madrid: Sociedad Española de Oncología Médica (SEOM). [Última consulta: 31 de enero de 2019]. Informe estadístico sobre el cáncer en España. M-3800-2019. Disponible en: <https://seom.org/publicaciones/el-cancer-en-espanyacom>
- [33] TORNOS TEJEDOR, S.; SOTELO MIEG, A.E. 2006. Termoelectricidad, la energía del desequilibrio. *Técnica Industrial*, 262, pp. 62-68. [Última consulta: 2 de abril de 2019]. ISSN 0040-1838. Disponible en: <http://www.tecnicaindustrial.es/tiadmin/numeros/22/41/a41.pdf>